

# Effet de la dégénérescence du disque intervertébral et de la perte de qualité osseuse sur les fractures thoracolombaires

par

Marine DORSEMAINE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE  
AVEC MÉMOIRE EN TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ  
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 13 AOÛT 2018

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Marine Dorsemaine, 2018



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**  
**CE RAPPORT DE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ**  
**PAR UN JURY COMPOSÉ DE :**

M. Wagnac Éric, directeur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Petit Yvan, codirecteur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Lerouge Sophie, présidente du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Arnoux Pierre-Jean, examinateur externe  
Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Aix Marseille Université

**ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC**

**LE 11 JUILLET 2018**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**





## REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur le Dr Éric Wagnac et mon co-directeur de maîtrise, le Dr Yvan Petit, pour m'avoir accompagnée durant ce projet, pour la confiance qu'ils m'ont accordée ainsi que pour les remarques et conseils qu'ils m'ont donnés tout au long de ma maîtrise. D'un point de vue technique, ce projet m'a permis de développer mes connaissances et compétences dans de nouveaux domaines ainsi que de me former à l'utilisation de nouveaux outils. Cela a de plus été l'occasion pour moi de découvrir la gestion de projet à long terme, de gagner en confiance et en autonomie.

Je voudrais également remercier Anne-Laure Ménard, pour le suivi qu'elle a fait durant toute la durée du projet, les encouragements et les conseils qu'elle m'a donnés et l'aide qu'elle m'a apportée. Merci aussi à Nicolas Bailly, pour son aide durant mon projet et pour m'avoir permis de développer ma réflexion critique sur la méthode suivie et les résultats obtenus.

Je tiens également à remercier Jean-Michel Desrosiers et Marie-Hélène Beauséjour pour leurs conseils et l'aide qu'ils m'ont apportés lors de mon apprentissage de l'utilisation de la suite Altair Hyperworks. Un grand merci aussi à tous les membres du laboratoire LIO-HSCM pour la bonne ambiance qu'ils ont su apporté durant la durée de ce projet et lors des parties de tarot.

Finalement, je remercie ma famille et mes amis, pour leur soutien et leurs encouragements tout au long de ma maîtrise. Et je remercie tout particulièrement mon conjoint pour m'avoir suivie au Canada pour la réalisation de ce projet et pour son soutien au quotidien.



# **EFFET DE LA DÉGÉNÉRESCENCE DU DISQUE INTERVERTÉBRAL ET DE LA PERTE DE QUALITÉ OSSEUSE SUR LES FRACTURES THORACOLOMBAIRES**

Marine DORSEMAINE

## **RÉSUMÉ**

Toutes les catégories d'âge peuvent être concernées par des blessures de la colonne vertébrale, constituée d'un empilement de vertèbres et de disques intervertébraux, et ces blessures surviennent fréquemment. L'âge modifie cependant la structure et les propriétés des tissus avec respectivement la dégénérescence des disques et la perte de qualité osseuse des vertèbres. Ce vieillissement affecte donc le comportement global de la colonne vertébrale. Ainsi, l'objectif de ce projet consiste à analyser les effets de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence sur les mécanismes de fracture.

Le segment T11-L1 d'un modèle par éléments finis existant a été sollicité en compression à haute vitesse (1 m/s) jusqu'à la rupture, soit dans des conditions fréquentes de blessures. À l'aide de données expérimentales de la littérature, la calibration d'un modèle éléments finis de disque dégénéré a été effectuée. Neuf simulations combinant différents degrés de dégénérescence et de perte de qualité osseuse ont été réalisées jusqu'à la rupture du segment vertébral. Le comportement des disques, des vertèbres et du segment T11-L1 a ensuite été analysé.

Les résultats montrent que le vieillissement de la colonne vertébrale modifie ses capacités à résister à un chargement avant de se fracturer. Par ailleurs, le chargement des disques et des vertèbres est transféré du centre vers la périphérie avec le vieillissement, modifiant les lieux d'initiations de fracture.

Ainsi les mécanismes de fracture et le chargement de la colonne vertébrale sont fortement affectés par la dégénérescence et la perte de qualité osseuse. Pour conclure, il serait important de considérer le vieillissement lors d'études portant sur le comportement de la colonne vertébrale, telles que la conception de dispositifs de protection dorsale.

**Mots-clés** : colonne vertébrale, disque intervertébral, fracture, vieillissement, modélisation



# **EFFECT OF DISC DEGENERATION AND BONE QUALITY LOSS ON THORACOLUMBAR FRACTURES**

Marine DORSEMAINE

## **ABSTRACT**

People of all ages can be affected by spinal injuries which frequently occur. The spine is composed of a succession of discs and vertebrae. Natural aging modifies the structure and properties of intervertebral discs and vertebrae through respectively disc degeneration and bone quality loss thus affecting the overall behavior of the spine. This project aims at analyzing the effects of bone quality loss and discs degeneration on vertebral fracture mechanisms.

The T11-L1 spinal segment of an existing finite element model was submitted to high speed compression (1 m/s) until failure, which represents a common injury mechanism. Using experimental results from the literature, the calibration of a degenerated disc finite element model was done. Nine simulations combining different degrees of bone quality loss and disc degeneration were performed until fracture occurred in the vertebral segment. The effects of these parameters on the behavior of the discs, vertebrae and vertebral segment were then analyzed.

The results show that aging affects the abilities of the vertebral segment to bear loading before the occurrence of a fracture. Furthermore, loading into the discs and vertebral body are transferred from the central to the peripheral regions, modifying the locations of fracture initiation.

Thus, spinal loading and fracture mechanisms are strongly dependent on bone quality loss and disc degeneration. In conclusion, it would be important to consider the effect of these factors in future studies on spine behavior such as the design of dorsal protective device.

**Keywords:** spine, intervertebral disc, fracture, aging, modelling



## TABLE DES MATIÈRES

|   | Page |
|---|------|
| INTRODUCTION .....  | 1    |
| CHAPITRE 1    REVUE DE LA LITTÉRATURE .....   | 5    |
| 1.1    Anatomie de la colonne vertébrale .....  | 5    |
| 1.1.1    Structure générale de la colonne vertébrale .....  | 5    |
| 1.1.2    Vertèbres .....  | 7    |
| 1.1.3    Disques intervertébraux .....  | 8    |
| 1.1.4    Ligaments.....   | 9    |
| 1.2    Blessures vertébrales.....   | 11   |
| 1.2.1    Incidence des blessures .....  | 12   |
| 1.2.2    Conditions d'accident .....  | 13   |
| 1.2.3    Localisation des blessures.....  | 14   |
| 1.2.4    Blessures fréquentes.....  | 14   |
| 1.2.5    Synthèse .....   | 17   |
| 1.3    Vieillessement de la colonne vertébrale .....  | 18   |
| 1.3.1    Perte de qualité osseuse au niveau des vertèbres .....                                   | 18   |
| 1.3.2    Épidémiologie et description de la dégénérescence des disques<br>intervertébraux .....   | 20   |
| 1.3.3    Différentes classifications de la dégénérescence discale .....                           | 21   |
| 1.3.3.1    Classification de Thompson et al. (1990) .....   | 22   |
| 1.3.3.2    Classification de Pfirrmann et al. (2001) .....  | 23   |
| 1.3.3.3    Classification de H. J. Wilke et al. (2006) .....                                      | 25   |
| 1.3.4    Comportement mécanique du disque dégénéré .....  | 26   |
| 1.3.5    Comportement d'une ou de plusieurs unités fonctionnelles lors du<br>vieillessement ..... | 30   |
| 1.4    Modélisation du vieillessement de la colonne vertébrale .....                              | 30   |
| 1.4.1    Modélisation de la dégénérescence discale.....   | 31   |
| 1.4.2    Modélisation de la perte de qualité osseuse des vertèbres.....                           | 36   |
| 1.4.3    Combinaison de la dégénérescence discale et de la perte de<br>qualité osseuse .....      | 37   |
| CHAPITRE 2    PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS .....  | 39   |
| 2.1    Problématique .....  | 39   |
| 2.2    Objectifs.....   | 40   |
| 2.3    Organisation du projet de maîtrise.....  | 41   |
| CHAPITRE 3    MODÉLISATION D'UN DISQUE INTERVERTÉBRAL<br>DÉGÉNÉRÉ .....                           | 43   |
| 3.1    Présentation du modèle par éléments finis existant .....                                   | 44   |
| 3.2    Sélection des paramètres pour modéliser la dégénérescence.....                             | 49   |
| 3.2.1    Pré-sélection des paramètres.....  | 49   |

|            |  |     |
|------------|--|-----|
| 3.2.2      | Modification numérique de la géométrie.....  | 52  |
| 3.2.3      | Étude de convergence du maillage .....   | 54  |
| 3.2.3.1    | Méthode .....  | 54  |
| 3.2.3.2    | Résultats de la variation du nombre d'éléments dans la direction verticale du disque intervertébral.....                                     | 57  |
| 3.2.3.3    | Résultats de l'étude de convergence dans la direction radiale de l'anneau fibreux.....   | 58  |
| 3.2.3.4    | Modélisation des modèles de disques avec une géométrie différente .....  | 60  |
| 3.2.3.5    | Vérification de la pression intra-discale .....  | 62  |
| 3.2.4      | Détermination des propriétés mécaniques du modèle .....  | 63  |
| 3.2.4.1    | Détermination des propriétés des os .....  | 63  |
| 3.2.4.2    | Détermination des gammes de valeurs des propriétés du disque intervertébral.....   | 66  |
| 3.2.4.3    | Ajustement des propriétés de l'os .....  | 69  |
| 3.2.5      | Plan de tri .....  | 71  |
| 3.2.5.1    | Méthode de tri .....   | 71  |
| 3.2.5.2    | Résultats .....  | 73  |
| 3.3        | Optimisation des paramètres sélectionnés .....   | 78  |
| 3.3.1      | Méthode d'optimisation .....   | 78  |
| 3.3.2      | Résultats .....  | 80  |
| CHAPITRE 4 | ANALYSE DES EFFETS SIMPLES ET COMBINÉS DE LA DÉGÉNÉRESCENCE ET DE LA PERTE DE QUALITÉ OSSEUSE .....  | 85  |
| 4.1        | Méthodes.....  | 85  |
| 4.2        | Résultats.....   | 90  |
| 4.2.1      | Résultats sur les paramètres de rupture.....   | 92  |
| 4.2.2      | Résultats sur les déformations vertébrales et les patrons de fracture.....   | 96  |
| 4.2.3      | Pression intra-discale, contraintes et déformations dans les disques intervertébraux .....   | 103 |
| 4.2.4      | Résultats concernant les efforts transmis entre les disques et les vertèbres.....  | 111 |
| CHAPITRE 5 | DISCUSSION GÉNÉRALE .....  | 115 |
| 5.1        | Modélisation d'un disque dégénéré .....  | 115 |
| 5.1.1      | Choix de modélisation .....  | 115 |
| 5.1.2      | Plan de tri et plan d'optimisation .....   | 118 |
| 5.1.3      | Modèle de disque dégénéré.....   | 121 |
| 5.2        | Effets simples et combinés de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture .....                       | 126 |
| 5.2.1      | Méthodologie suivie.....   | 126 |
| 5.2.2      | Effets de la dégénérescence sur les mécanismes de fracture et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral.....            | 129 |
| 5.2.3      | Effets de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral ..... | 135 |



|   |  |     |
|---|--|-----|
| 5.2.4   | Effets combinés de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes et les patrons de fractures et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral..... | 140 |
| 5.3   | Discussion générale .....  | 147 |
| CONCLUSION.....   |  | 151 |
| ANNEXE I MÉTHODE DE CALCUL DES PROPRIÉTÉS DES FIBRES DE COLLAGÈNE.....          |  | 155 |
| ANNEXE II DÉTERMINATION DES PROPRIÉTÉS DE L'OS À 90 ANS .....                   |  | 157 |
| ANNEXE III ANALYSE DES RÉSIDUS DU PLAN D'OPTIMISATION .....                     |  | 165 |
| ANNEXE IV PROPRIÉTÉS DES OS DES DIFFÉRENTS CAS DE PERTE DE QUALITÉ OSSEUSE..... |  | 169 |
| LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....                                       |  | 175 |



## LISTE DES TABLEAUX

|             | Page   |
|-------------|--|
| Tableau 1.1 | Classification AO développée par Magerl et al. (1994) .....16  |
| Tableau 1.2 | Classification des différents stades de dégénérescence développée par Thompson et al. (1990).....23  |
| Tableau 1.3 | Classification développée par Pfirrmann et al. (2001).....24   |
| Tableau 1.4 | Classification développée par H. J. Wilke et al. (2006).....26   |
| Tableau 1.5 | Synthèse des modifications apportées pour l'introduction de la dégénérescence dans les différentes études (première partie des modifications apportées).....34 |
| Tableau 1.6 | Synthèse des modifications apportées pour l'introduction de la dégénérescence dans les différentes études (seconde partie des modifications apportées).....35  |
| Tableau 3.1 | Propriétés des ligaments du modèle SM2S.....47   |
| Tableau 3.2 | Propriétés mécaniques du disque intervertébral .....48   |
| Tableau 3.3 | Synthèse des paramètres du plan de tri .....71   |
| Tableau 3.4 | Synthèse des différentes géométries du plan de tri .....72   |
| Tableau 3.5 | Correspondance entre les valeurs codées et les valeurs réelles du plan d'optimisation factoriel $3^{4-1}$ .....78  |
| Tableau 3.6 | Synthèse des fonctions de désirabilité .....82   |
| Tableau 4.1 | Synthèse des propriétés des disques intervertébraux pour les trois degrés de dégénérescence .....86  |
| Tableau 5.1 | Évolution comparée des propriétés de l'os cortical et de l'os trabéculaire selon la perte de qualité osseuse .....138  |
| Tableau 5.2 | Synthèse de la combinaison de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence .....142   |



## LISTE DES FIGURES

|            | Page  |
|------------|---|
| Figure 1.1 | Représentation de la colonne vertébrale a) dans le plan sagittal et<br>b) dans le plan frontal .....6   |
| Figure 1.2 | Description d'une vertèbre .....7   |
| Figure 1.3 | Schématisation du disque intervertébral .....8  |
| Figure 1.4 | Position des différents ligaments vertébraux .....10  |
| Figure 1.5 | Synthèse de la fréquence des situations menant à des blessures de la<br>colonne vertébrale.....13   |
| Figure 2.1 | Organisation du projet.....41   |
| Figure 3.1 | Segment T11-L1 du modèle SM2S existant .....45  |
| Figure 3.2 | Présentation du modèle SM2S : a) différentes régions des vertèbres,<br>b) hétérogénéité de l'épaisseur de l'os cortical .....46   |
| Figure 3.3 | a) ligaments du modèle SM2S, b) disque intervertébral .....47   |
| Figure 3.4 | Représentation du chargement appliqué pour diminuer la hauteur des<br>disques intervertébraux .....53   |
| Figure 3.5 | Maillage du disque intervertébral dans le modèle SM2S .....55   |
| Figure 3.6 | Résultats de l'étude de convergence dans la direction verticale du<br>disque intervertébral : variations selon le maillage du disque a) des<br>contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux, b) de<br>la pression moyenne dans le noyau pulpeux et c) des efforts<br>transmis aux vertèbres.....58          |
| Figure 3.7 | Résultats de l'étude de convergence selon la direction radiale de la<br>matrice de l'anneau fibreux : variations selon le maillage du disque<br>a) de la contrainte de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux,<br>b) de la pression moyenne dans le noyau pulpeux et c) des efforts<br>transmis aux vertèbres.....59 |
| Figure 3.8 | Localisation des huit prises de mesures de hauteur du disque<br>intervertébral .....61  |

|             |  |
|-------------|--|
| Figure 3.9  | Évolution des propriétés de l'os trabéculaire selon l'âge et la vitesse et régressions linéaires de ces données .....64  |
| Figure 3.10 | Évolution des propriétés de l'os cortical selon l'âge et la vitesse et régressions linéaires des données.....65  |
| Figure 3.11 | Représentation du chargement appliqué .....67  |
| Figure 3.12 | Courbes force-déplacement normalisées pour différentes valeurs des propriétés matériaux du disque intervertébral et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille » .....68 |
| Figure 3.13 | Courbes force-déplacement normalisées pour différentes valeurs de propriétés du disque intervertébral et d'os et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille » .....70    |
| Figure 3.14 | Synthèse des courbes force-déplacement normalisées des différentes simulations du plan de tri et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille » .....73                    |
| Figure 3.15 | Graphiques des résidus concernant la force à la rupture : a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons, c) étude de la variance et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées.....75                           |
| Figure 3.16 | Graphiques des résidus concernant le déplacement à la rupture : a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons, c) étude de la variance, et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées.....76                    |
| Figure 3.17 | Diagramme de Pareto sur les valeurs a) de force à la rupture et b) de déplacement à la rupture .....77   |
| Figure 3.18 | Présentation des deux méthodes de calcul de la raideur .....80   |
| Figure 3.19 | Courbes force-déplacement normalisées du plan d'optimisation selon la perte de hauteur modélisée et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille » .....81                 |
| Figure 3.20 | Résultats de l'étude de désirabilité .....83   |
| Figure 4.1  | Exemple d'interpolation linéaire réalisée sur une courbe d'effort résultant à une interface du disque selon le temps .....89   |

|             |  |     |
|-------------|--|-----|
| Figure 4.2  | Graphiques de résidus dont la distribution s'éloigne de celle d'une loi normale : a) contrainte moyenne dans l'anneau fibreux du disque T12-L1 à 2ms, b) contrainte moyenne dans le noyau pulpeux du disque T11-T12 à 2 ms, c) pente de la droite de régression de les efforts résultants à l'interface supérieure du disque T12-L1 et d) proportion des déformations plastiques volumiques contenues dans la région supérieure postérieure de la vertèbre T12 ..... | 91  |
| Figure 4.3  | Courbes force-déplacement selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse .....  | 92  |
| Figure 4.4  | Évolution selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse a) du déplacement à la rupture et b) du temps à la rupture .....   | 93  |
| Figure 4.5  | Diagramme de Pareto sur les valeurs du déplacement à la rupture .....  | 94  |
| Figure 4.6  | Évolution selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse a) de la force à la rupture et b) de l'énergie à la rupture .....  | 95  |
| Figure 4.7  | Diagrammes de Pareto relatifs a) à la force à rupture et b) à l'énergie à la rupture .....   | 95  |
| Figure 4.8  | Initiation d'une fracture dans la région postérieure supérieure centrale de la vertèbre T12 (type I) .....   | 96  |
| Figure 4.9  | Initiation d'une fracture dans la région supérieure antérieure latérale de la vertèbre T12 (type II) .....   | 97  |
| Figure 4.10 | Initiations d'une fracture centrée dans la région supérieure postérieure et d'une fracture dans la région supérieure antérieure latérale (type III) de la vertèbre T12 .....   | 97  |
| Figure 4.11 | Patrons de fracture dans le cas d'un disque légèrement dégénéré associé a) à aucune perte de qualité osseuse et b) à une perte de qualité osseuse importante .....   | 98  |
| Figure 4.12 | Évolution des proportions volumiques des sommes des déformations plastiques de chacune des régions vertébrales selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse .....  | 99  |
| Figure 4.13 | Diagrammes de Pareto relatifs aux proportions des déformations dans la vertèbre T12 : a) région supérieure antérieure, b) région inférieure antérieure, c) région supérieure centrale, d) région inférieure centrale, e) région supérieure postérieure, f) région inférieure postérieure .....   | 102 |

|             |   |     |
|-------------|---|-----|
| Figure 4.14 | Temps nécessaire à la suppression de 100 éléments dans les vertèbres.....   | 103 |
| Figure 4.15 | Évolution de la pression intra-discale à 2 ms selon les disques intervertébraux, la perte de qualité osseuse et la dégénérescence .....   | 104 |
| Figure 4.16 | Diagrammes de Pareto de la pression intra-discale a) dans le disque T11-T12 et b) dans le disque T12-L1 .....   | 105 |
| Figure 4.17 | Évolution de la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux à 2 ms selon le disque intervertébral, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse .....   | 106 |
| Figure 4.18 | Diagramme de Pareto de la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux a) du disque T11-T12 et b) du disque T12-L1 .....   | 106 |
| Figure 4.19 | Évolution des contraintes dans la matrice de l'anneau fibreux à 2 ms selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse au travers a) de la contrainte moyenne de Von Mises et b) de la moyenne des dix contraintes maximales de Von Mises .....                    | 107 |
| Figure 4.20 | Diagrammes de Pareto des contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux à 2 ms a) contrainte maximale du disque T11-T12, b) contrainte maximale du disque T12-L1, c) contrainte moyenne du disque T11-T12 et d) contrainte moyenne du disque T12-L1 ..... | 108 |
| Figure 4.21 | Évolution des déformations moyennes à 2 ms selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse a) dans le disque intervertébral, b) dans le noyau pulpeux et c) dans la matrice de l'anneau fibreux.....   | 109 |
| Figure 4.22 | Diagrammes de Pareto des déformations moyennes dans le noyau pulpeux des disques a) T11-T12 et b) T12-L1, et dans la matrice de l'anneau fibreux des disques c) T11-T12 et d) T12-L1 .....  | 111 |
| Figure 4.23 | Évolutions des pentes moyennes des efforts résultants aux interfaces entre les plateaux et a) le disque T11-T12 et b) le disque T12-L1 .....  | 112 |
| Figure 4.24 | Diagrammes de Pareto des pentes moyennes a) à l'interface supérieure du disque T11-T12, b) à l'interface inférieure du disque T11-T12, c) à l'interface supérieure du disque T12-L1 et d) à l'interface inférieure du disque T12-L1 .....                               | 113 |
| Figure 5.1  | Détermination du point de rupture.....  | 120 |



|            |   |
|------------|---|
| Figure 5.2 | Différentes propositions de segmentations de l'anneau fibreux (en bleu) et/ou du noyau pulpeux (en orange) .....132   |
| Figure 5.3 | Synthèse des mécanismes mis en jeu en présence de dégénérescence .....135   |
| Figure 5.4 | Synthèse des mécanismes mis en jeu lors de la perte de qualité osseuse .....140   |
| Figure 5.5 | Localisation des différentes régions du corps vertébral.....144   |
| Figure 5.6 | Propositions de répartitions de régions dans le corps vertébral (A : antérieur, P : postérieur) : a) régions actuelles dans le plan transversal, b) à e) propositions de raffinement des régions dans le plan transversal, f) régions actuelles dans le plan sagittal et g) proposition de raffinement des régions dans le plan sagittal .....145 |



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

|                     |   |
|---------------------|---|
| AO                  | Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen                    |
| c <sub>01</sub> -NP | coefficient c <sub>01</sub> du noyau pulpeux                  |
| c <sub>10</sub> -NP | coefficient c <sub>10</sub> du noyau pulpeux                  |
| c <sub>01</sub> -AF | coefficient c <sub>01</sub> de la matrice de l'anneau fibreux |
| c <sub>10</sub> -AF | coefficient c <sub>10</sub> de la matrice de l'anneau fibreux |
| IRM                 | Imagerie par Résonance Magnétique                             |
| SM2S                | Spine Model for Safety and Surgery                            |
| R <sup>2</sup>      | Coefficient de corrélation R <sup>2</sup>                     |



## **LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE**

### **UNITÉS GÉOMÉTRIQUES**

|                 |   |
|-----------------|---|
| m               | mètre (unité de longueur)                                       |
| mm              | millimètre (unité de longueur égale à 0,001 m)                  |
| mm <sup>2</sup> | millimètre carré (unité de surface)                             |
| mm <sup>3</sup> | millimètre cube (unité de volume)                               |
| cm <sup>3</sup> | centimètre cube (unité de volume égale à 1000 mm <sup>3</sup> ) |
| °               | degré (unité d'angle)   |

### **UNITÉS DE TEMPS**

|    |   |
|----|---|
| s  | seconde (unité de temps)                      |
| ms | milliseconde (unité de temps égale à 0,001 s) |

### **UNITÉS DE MASSE**

|    |  |
|----|--|
| kg | kilogramme (unité de masse)              |
| g  | gramme (unité de masse égale à 0,001 kg) |

### **UNITÉS MÉCANIQUES**

|                   |   |
|-------------------|---|
| m/s               | mètre par seconde (unité de vitesse)                            |
| mm/s              | millimètre par seconde (unité de vitesse égale à 0,001 m/s)     |
| %                 | pourcentage   |
| N                 | newton (unité de force)   |
| N/s               | newton par seconde (unité de vitesse d'application d'une force) |
| N/mm              | newton par millimètre (unité de raideur)                        |
| MPa               | mégapascal (unité de pression)                                  |
| J                 | joule (unité d'énergie)   |
| g/cm <sup>3</sup> | gramme par centimètre cube (unité de masse volumique)           |

### **UNITÉS DE DENSITÉ D'ÉLÉMENTS**

|                          |  |
|--------------------------|--|
| éléments/mm              | éléments par millimètre (unité de densité linéique d'éléments)         |
| éléments/mm <sup>2</sup> | éléments par millimètre carré (unité de densité surfacique d'éléments) |
| éléments/mm <sup>3</sup> | éléments par millimètre cube (unité de densité volumique d'éléments)   |



## INTRODUCTION

Les blessures survenant au niveau de la colonne vertébrale à la suite d'un traumatisme sont relativement fréquentes, avec une incidence annuelle de 19,5 personnes sur 100 000 selon Roche, Sloane, et McCabe (2008). De plus, elles ont de graves conséquences sur la mobilité des personnes concernées et engendrent des coûts importants lors d'une hospitalisation (Mitchell, Harvey, Stanford, & Close, 2017). Par ailleurs, selon certaines études, une proportion importante des patients avec une blessure à la colonne vertébrale a plus de 60 ans (Jansson et al., 2010; Mitchell et al., 2017).

En effet, la colonne vertébrale est affectée par le vieillissement qui touche notamment les disques intervertébraux et les vertèbres. Les segments vertébraux vont subir un phénomène de dégénérescence au niveau des disques et de perte de qualité osseuse concernant les vertèbres. Leur composition, leur structure et leur géométrie sont modifiées (Adams & Roughley, 2006; Cortes & Elliott, 2014; Pfirrmann, Metzdorf, Zanetti, Hodler, & Boos, 2001; Seeman, 2013; Vashishth, 2005) et par conséquent, leurs propriétés mécaniques évoluent (Iatridis, Kumar, Foster, Weidenbaum, & Mow, 1999; Iatridis, Setton, Weidenbaum, & Mow, 1997; Mosekilde, Mosekilde, & Danielsen, 1987). Ainsi, les effets du vieillissement de la colonne vertébrale, c'est-à-dire de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence des disques intervertébraux, sur son comportement dans des conditions de fracture seront étudiés.

Pour ce faire, l'utilisation d'un modèle numérique semble appropriée car il permet l'analyse de plusieurs situations tout en contrôlant les paramètres d'entrée et leurs variations. De plus, des informations difficiles d'accès lors d'essais *in vivo* ou *in vitro* peuvent être obtenues et différentes situations peuvent être étudiées sans avoir recours à un grand nombre de spécimens cadavériques humains.

Plusieurs études numériques se sont déjà intéressées à l'effet combiné de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence sur le comportement de la colonne vertébrale (Kurutz &

Oroszvary, 2010; Lu et al., 2013; Polikeit, Nolte, & Ferguson, 2004). Les effets sur les fractures n'ont cependant pas été étudiés. À notre connaissance, les effets du vieillissement sur le comportement à la rupture d'un segment vertébral restent peu connus.

L'utilisation d'un modèle par éléments finis est donc proposée et requiert une représentation adéquate de la dégénérescence des disques intervertébraux et de la perte de qualité osseuse des vertèbres. Concernant les vertèbres, les travaux numériques de Garo (2010) fournissent les propriétés osseuses des vertèbres à différents âges, lors d'une sollicitation à haute et à basse vitesses. Le comportement d'un disque dégénéré dans des conditions de fracture est toutefois moins connu. En effet, des études numériques ont modélisé la dégénérescence des disques intervertébraux (Park, Kim, & Kim, 2013; Rohlmann, Zander, Schmidt, Wilke, & Bergmann, 2006; Schmidt, Kettler, Rohlmann, Claes, & Wilke, 2007). Cette représentation de la dégénérescence est toutefois rarement basée sur une calibration du modèle à partir de données expérimentales, contrairement à ce qu'ont pu faire Maquer, Schwiedrzik, Huber, Morlock, et Zysset (2015) ou Nikkhoo, Wang, Parnianpour, El-Rich, et Khalaf (2018). De plus, hormis quelques exceptions (dont l'étude de Nikkhoo et al. (2018) réalisée sur des spécimens expérimentaux porcins et des modèles numériques), le chargement appliqué n'est pas imposé à des vitesses élevées comme dans la réalité lors de blessures vertébrales. Étant donné que le comportement des disques intervertébraux varie avec la vitesse (Wagnac, Arnoux, Garo, El-Rich, & Aubin, 2011), ces études ne peuvent pas être utilisées dans le cas d'un chargement à haute vitesse du segment vertébral. De plus, les études expérimentales ayant caractérisé le comportement de disques dégénérés en dynamique l'ont fait pour des faibles amplitudes de mouvement (Iatridis et al., 1999; Iatridis et al., 1997). Les résultats expérimentaux de compression à haute vitesse de segments vertébraux avec des disques dégénérés de Wagnac et al. (2017) peuvent néanmoins être utilisés pour calibrer les propriétés d'un modèle numérique de disque dégénéré dans ces conditions de chargement.

Ainsi, l'objectif de ce projet est d'analyser les effets de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur le comportement et les mécanismes de fracture lors d'une compression à haute vitesse d'un segment vertébral. Le vieillissement des ligaments n'est pas pris en



compte et la compression, qui représente le mécanisme lésionnel le plus fréquent, est la seule sollicitation étudiée. La calibration d'un modèle de disque dégénéré a été réalisée au préalable.

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. La revue de la littérature, constituant le premier chapitre, permet de synthétiser les connaissances de la littérature sur le sujet et de définir les données manquantes à l'étude, ainsi que les choix effectués. Ces informations aboutissent à la formulation de la problématique et des objectifs du projet, synthétisés dans le deuxième chapitre. Toutes les étapes ayant menées à la calibration d'un modèle de disque dégénéré sont synthétisées dans le troisième chapitre. L'analyse des effets du vieillissement est ensuite réalisée dans le quatrième chapitre. L'ensemble des méthodes et des résultats est discuté dans le cinquième chapitre, incluant des recommandations, avant la conclusion. Finalement, les annexes apportent des informations complémentaires à la lecture du mémoire.



## **CHAPITRE 1**

### **REVUE DE LA LITTÉRATURE**

#### **1.1 Anatomie de la colonne vertébrale**

La colonne vertébrale, ou rachis, a trois grands rôles dans notre organisme. Elle permet tout d'abord de protéger la moelle épinière, qui transmet les informations nerveuses, motrices et sensorielles, du cerveau au reste du corps. Ensuite, elle assure une mobilité au tronc, à la tête ainsi qu'au bassin. Enfin, elle permet de transmettre les charges subies par certaines zones du corps humain (White & Panjabi, 1990).

##### **1.1.1 Structure générale de la colonne vertébrale**

Le rachis est composé de plusieurs éléments qui sont les vertèbres, les disques intervertébraux, les ligaments et la moelle épinière. Les vertèbres sont empilées dans la direction crâniale-caudale et entre chaque vertèbre se trouve un disque intervertébral. Les ligaments relient deux vertèbres entre elles alors que la moelle épinière se trouve dans le canal rachidien, protégée par l'arc postérieur des vertèbres.

Le rachis est également divisé en cinq grands segments (voir Figure 1.1) qui sont le segment cervical, le segment thoracique, le segment lombaire, le sacrum et le coccyx (White & Panjabi, 1990). La partie cervicale de la colonne vertébrale est composée de sept vertèbres, nommées de C1 à C7 dans la direction crâniale-caudale. Douze vertèbres, de T1 à T12, forment le segment thoracique et la partie lombaire de la colonne vertébrale comprend les vertèbres L1 à L5. Les cinq vertèbres composant le sacrum (S1-S5) ainsi que les cinq autres formant le coccyx sont respectivement fusionnées (Shapiro & Risbud, 2014; White & Panjabi, 1990). De plus, ces vertèbres fusionnées ne sont pas séparées par des disques intervertébraux (Shapiro & Risbud, 2014).

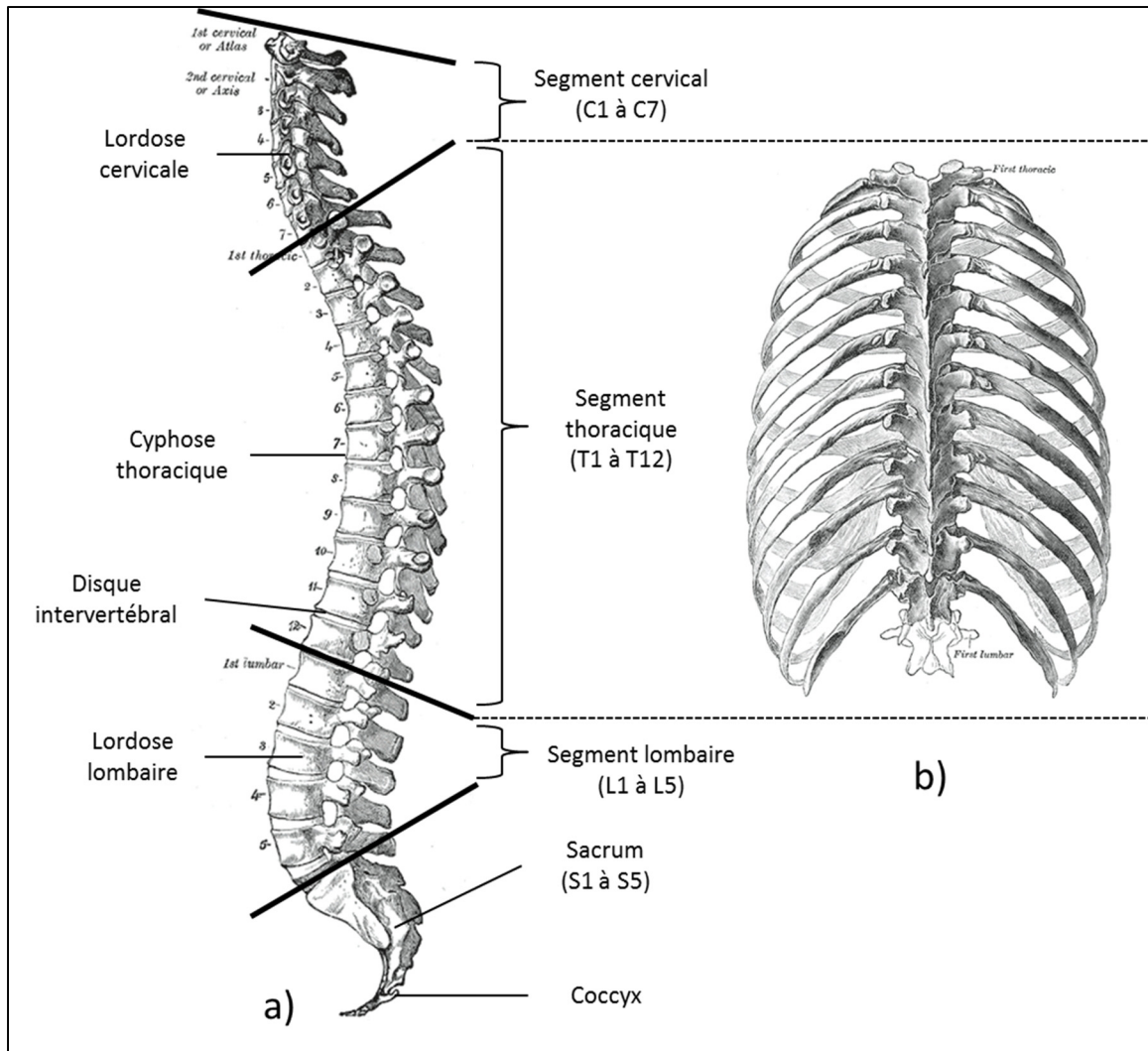


Figure 1.1 Représentation de la colonne vertébrale a) dans le plan sagittal et b) dans le plan frontal

Adaptée de Gray (1918) (illustrations 111 et 113)

Par ailleurs, dans le plan sagittal, la colonne vertébrale n'apparaît pas comme alignée mais présente au contraire des courbures (voir Figure 1.1). Ces dernières peuvent être classées en deux types : les courbures concaves postérieures (lordose), aux niveaux cervical et lombaire, et les courbures concaves antérieures (cyphose) aux niveaux du segment thoracique et du sacrum (White & Panjabi, 1990). Une colonne saine est alignée verticalement dans le plan frontal.

### 1.1.2 Vertèbres

Les vertèbres sont composées d'une partie antérieure et d'une partie postérieure (voir Figure 1.2). La partie antérieure de la vertèbre, aussi appelée le corps vertébral, est située entre les disques intervertébraux. La partie postérieure de la vertèbre comprend l'apophyse épineuse, les apophyses transverses ainsi que les facettes et les lames (White & Panjabi, 1990). Les régions antérieure et postérieure sont reliées par les pédicules et l'ensemble laisse un espace libre au centre pour le passage de la moelle épinière (Shapiro & Risbud, 2014). Cette dernière est protégée des dommages par la présence des vertèbres.

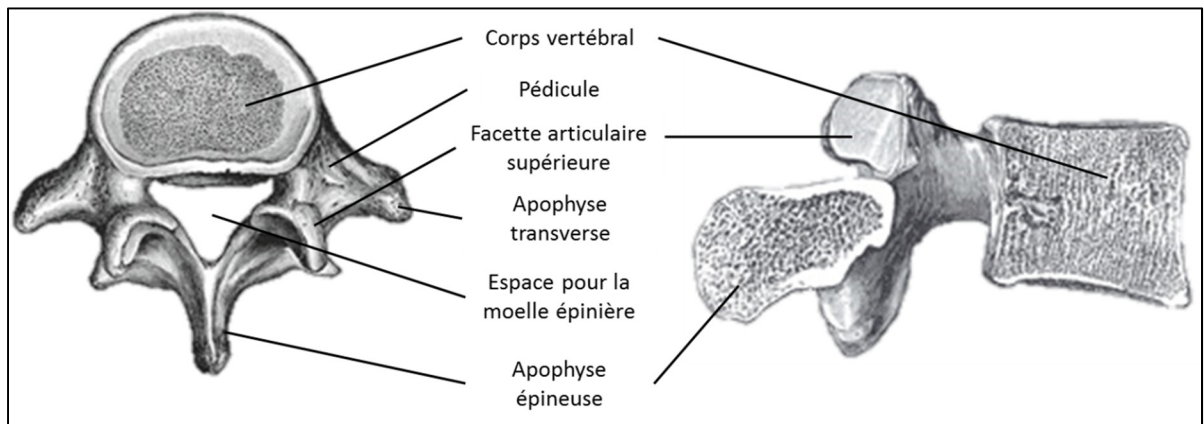


Figure 1.2 Description d'une vertèbre  
Adaptée de Gray (1918) (illustrations 83 et 94)

En outre, toutes les vertèbres ne sont pas identiques entre la région cervicale et la zone lombaire, même si la forme générale de ces dernières reste similaire. Néanmoins, la taille des vertèbres devient plus importante dans la direction caudale et d'autres modifications géométriques surviennent selon la position de la vertèbre dans le rachis (White & Panjabi, 1990). En ce qui concerne le corps vertébral, ce dernier est essentiellement composé d'os spongieux ou trabéculaire. À la surface de ce dernier se trouve une couche d'os cortical. Les plateaux vertébraux sont situés sur les régions inférieure et supérieure du corps vertébral et sont adjacents aux disques intervertébraux (White & Panjabi, 1990).

### 1.1.3 Disques intervertébraux

Chaque disque intervertébral est situé entre deux vertèbres. Les disques se composent au centre d'un noyau pulpeux (ou nucleus pulposus), d'un anneau fibreux (ou annulus fibrosus) en périphérie et des plateaux vertébraux dans les directions crâniale et caudale (voir Figure 1.3). Les disques intervertébraux permettent d'absorber les efforts perçus par la colonne vertébrale et ils donnent une mobilité à cette dernière en créant des articulations entre les vertèbres (Shapiro & Risbud, 2014).

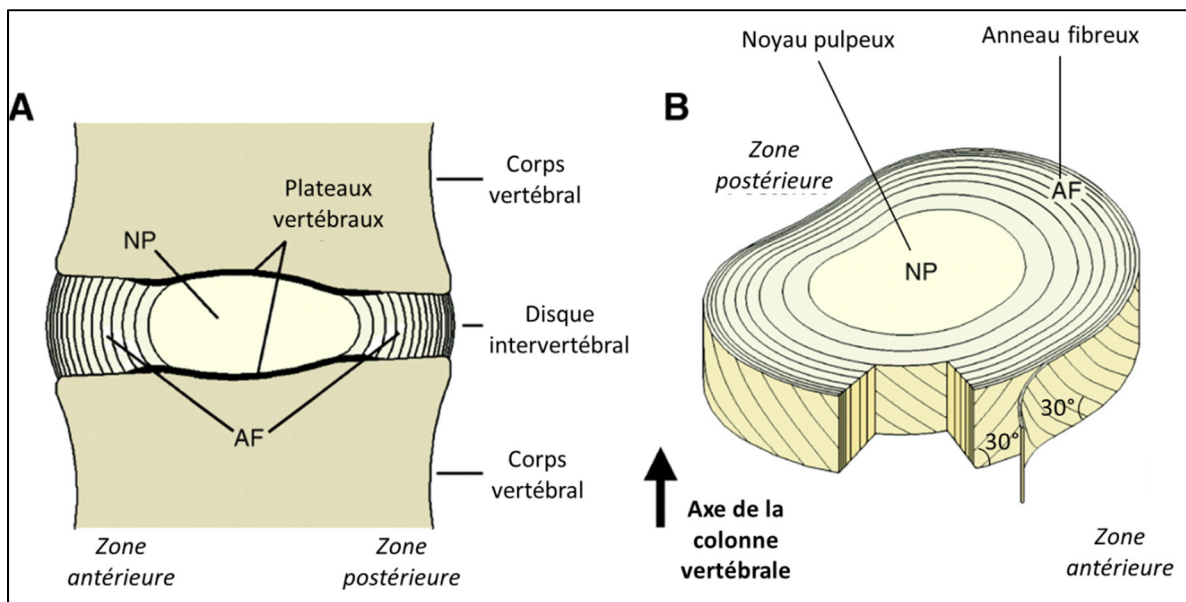


Figure 1.3 Schématisation du disque intervertébral

Adaptée avec l'autorisation de Smith, Nerurkar, Choi, Harfe, et Elliott (2011, p. 32)

Des lamelles concentriques forment l'anneau fibreux et ce dernier se divise en deux régions : l'anneau intérieur et l'anneau extérieur même s'il n'y pas de limite nette entre ces deux régions (Chan, Sze, Samartzis, Leung, & Chan, 2011). Comme le décrivent Chan et al. (2011), la région extérieure de l'anneau contient surtout des fibres de collagène de type I même si d'autres types de collagène sont également présents. Ces fibres forment un réseau de fibres parallèles au niveau de chaque lamelle et sont fixées dans le corps vertébral adjacent. Des liaisons entre les fibres de lamelles différentes existeraient également (Chan et al., 2011).

Le nombre de lamelles dans cette zone de l'anneau fibreux varie entre 15 et 25. Contrairement à la région extérieure, l'anneau intérieur est moins structuré et il contient plutôt des protéoglycanes ainsi que du collagène de type II (Chan et al., 2011). Les fibres contenues dans l'anneau sont inclinées par rapport à la surface du disque d'environ plus ou moins 30° (voir Figure 1.3). Le signe de l'angle varie d'une lamelle à l'autre ce qui a pour effet de changer l'orientation des fibres entre deux lamelles consécutives (White & Panjabi, 1990).

Le noyau pulpeux est situé au centre du disque intervertébral et a une texture gélatineuse. Il représenterait entre 30% et 50% de la surface du disque intervertébral sur une coupe transverse (White & Panjabi, 1990). Il contient de nombreux protéoglycanes, dont essentiellement des aggrécanes, ainsi que des fibres de collagène de type II qui forment un réseau (Chan et al., 2011). Ce réseau n'est cependant pas organisé (Cortes & Elliott, 2014). Toujours selon Chan et al. (2011), les glycosaminoglycanes, composants des protéoglycanes, permettent au noyau pulpeux de retenir de l'eau. En effet, entre 70% et 90% du noyau pulpeux serait composé d'eau (White & Panjabi, 1990).

Les plateaux vertébraux sont situés de part et d'autre du disque intervertébral, sur les faces inférieure et supérieure (voir Figure 1.3). La partie cartilagineuse des plateaux vertébraux est située sur la zone centrale du disque, celle qui est proche du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux (Cortes & Elliott, 2014). Les plateaux ont pour rôle d'approvisionner le disque en nutriments par l'intermédiaire de ses interfaces avec le noyau pulpeux et la partie centrale de l'anneau fibreux (Cortes & Elliott, 2014).

#### **1.1.4 Ligaments**

Deux vertèbres consécutives sont séparées par un disque intervertébral mais elles sont aussi reliées par des ligaments, au nombre de sept. Comme le décrivent White et Panjabi (1990), les rôles remplis par les ligaments sont multiples. Ils permettent à la colonne vertébrale de réaliser des mouvements en limitant les efforts fournis par les muscles. De plus, ils ont eux

aussi pour mission de protéger la moelle épinière en empêchant des mouvements trop amples et en absorbant de l'énergie lorsqu'elle devient trop importante et risque de créer des dommages. Par ailleurs, les ligaments, accompagnés des muscles, permettent aussi de stabiliser la colonne vertébrale dans des mouvements physiologiques, donc non dommageables (White & Panjabi, 1990).

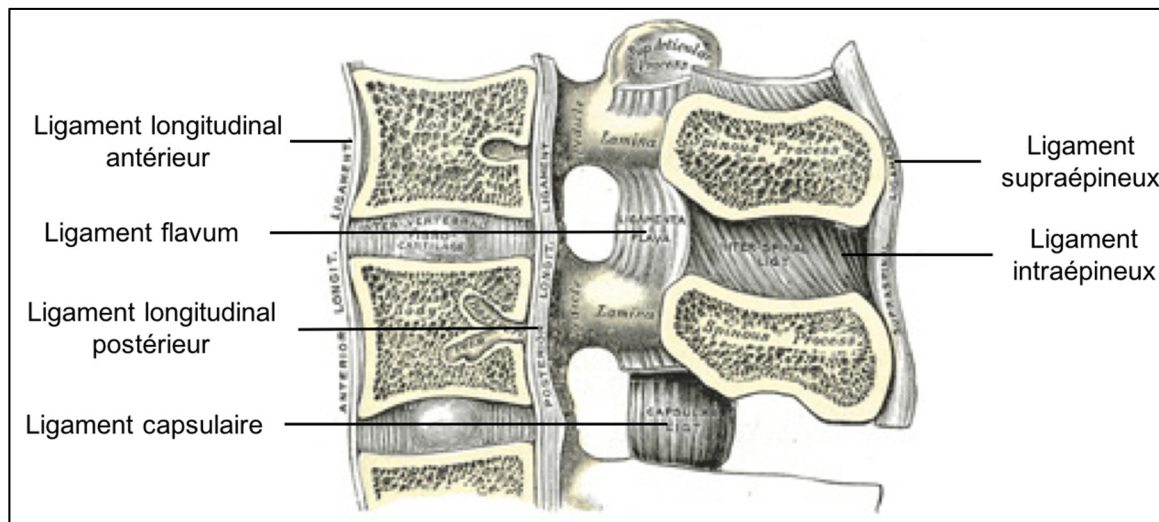


Figure 1.4 Position des différents ligaments vertébraux,  
Adaptée de Gray (1918) (illustration 301)

Les différents ligaments présents au niveau de la colonne vertébrale sont visibles sur la Figure 1.4. Plus spécifiquement, le ligament longitudinal antérieur relie plusieurs vertèbres (Butt et al., 2015). Il se situe dans la région antérieure du corps vertébral, et les disques intervertébraux ainsi que la zone antérieure des vertèbres sont des régions d'ancrage de ce ligament. Il a pour rôle d'empêcher les mouvements en extension de la colonne vertébrale d'amplitude trop importante (Butt et al., 2015). Le ligament longitudinal postérieur est situé de l'autre côté du corps vertébral, soit postérieurement à ce dernier, dans le canal spinal. Les liaisons entre le ligament longitudinal postérieur et l'anneau fibreux sont importantes alors que les liens entre le ligament et les vertèbres sont plus faibles (Butt et al., 2015). Les lames de deux vertèbres successives sont reliées par le ligament flavum afin d'éviter que ces dernières ne s'éloignent trop suite à un mouvement de flexion trop important (Butt et al., 2015). Les apophyses épineuses de deux vertèbres adjacentes, situées dans la région



postérieure de celles-ci, sont reliées entre elles par deux ligaments : d'une part le ligament interépineux, orienté dans le plan sagittal, et d'autre part le ligament supraépineux, localisé dans le plan frontal. Certaines fibres de ce dernier peuvent, comme d'autres ligaments, joindre plusieurs vertèbres (Butt et al., 2015). Enfin, deux autres types de ligament relient les régions postérieures des vertèbres entre elles : les ligaments inter-transverses, joignant les apophyses transverses, et les ligaments capsulaires, situés au niveau des facettes articulaires (Butt et al., 2015).

## **1.2 Blessures vertébrales**

Lors de traumatismes, la colonne vertébrale peut être affectée par des blessures. Parmi elles, les fractures thoracolombaires entraînant une hospitalisation concernent en moyenne 30,4 personnes sur 100 000 chaque année en Suède et cette incidence devient plus importante dans le cas des personnes âgées (Jansson et al., 2010). Ces blessures peuvent gravement affecter la mobilité des personnes concernées et causer des troubles neurologiques. De plus, ces conséquences sur le patient mais également sur son entourage représentent des coûts importants (Sundgren, Philipp, & Maly, 2007). En effet, les coûts associés à une hospitalisation suite à une blessure touchant la colonne vertébrale sont en moyenne de 23 808 dollars australiens et de 31 187 dollars australiens pour une personne respectivement de 64 ans ou moins et de 65 ans ou plus (Mitchell et al., 2017). Ces blessures peuvent même entraîner la mort des patients, avec des taux de mortalité, évalués après 90 jours, variant entre 0,7% et 8,4% selon les catégories d'âge (Mitchell et al., 2017).

Il apparaît donc important de mieux comprendre les caractéristiques des blessures les plus fréquentes soient les conditions et le type de blessures, la population la plus concernée ainsi que le segment de la colonne vertébrale le plus touché, de manière à étudier une situation réaliste. De telles caractéristiques pourront ensuite servir à d'autres études ayant par exemple pour but la prévention des blessures ou encore l'amélioration des connaissances sur les mécanismes de blessures de la colonne vertébrale.

### 1.2.1 Incidence des blessures

Tout d'abord, des blessures au niveau de la colonne vertébrale concernent aussi bien les hommes que les femmes. Les études menées par Roche et al. (2008) et par Leucht, Fischer, Muhr, et Mueller (2009) dans deux pays différents (respectivement l'Irlande et l'Allemagne) mettent en avant des tendances similaires à ce sujet. Dans l'ensemble, une proportion d'hommes plus importante est affectée par ces blessures (environ 61% contre 39% dans les deux études). Cependant, Jansson et al. (2010) ont mis en avant une dépendance de ce ratio avec l'âge. En effet, dans le cas des personnes de moins de 60 ans ayant subi une fracture thoracolombaire, les proportions hommes/femmes sont similaires à celles énoncées ci-dessous mais pour les patients de plus de 60 ans, 67,8% sont des femmes et 32,2% sont des hommes (Jansson et al., 2010).

De plus, toutes les catégories d'âge peuvent être concernées par une blessure à la colonne vertébrale. Cependant les résultats de Roche et al. (2008) et Leucht et al. (2009) montrent des répartitions différentes chez les hommes et chez les femmes. En effet, chez les hommes, la catégorie d'âge la plus touchée par ces blessures est celle des 20-50 ans dans l'étude de Leucht et al. (2009) et celle des 15-49 ans d'après les résultats de Roche et al. (2008). Au contraire, chez les femmes, deux groupes se distinguent en fonction de l'âge. Une proportion importante de femmes subit une blessure à un âge jeune : entre 15 et 49 ans d'après Roche et al. (2008) (ce qui correspond à environ 40% des femmes de l'étude) et entre 20 et 50 ans d'après Leucht et al. (2009). Un second groupe se distingue : celui des femmes qui sont blessées à un âge plus avancé, soit entre 60 et 80 ans dans l'étude de Leucht et al. (2009) et à plus de 60 ans (avec une incidence plus élevée autour de 75 ans) selon Roche et al. (2008). Cette répartition bimodale peut s'expliquer par la diminution de la densité minérale osseuse avec l'âge (Webster, 2001), qui peut donc augmenter le risque qu'une fracture survienne (Roche et al., 2008). Comme les femmes sont plus affectées que les hommes par la perte de densité osseuse (voir dans le CHAPITRE 1.3.1), cela peut expliquer cette différence homme-femme (Leucht et al., 2009; Webster, 2001).

Dans l'ensemble, les résultats de ces études sont très similaires en ce qui concerne les répartitions hommes-femmes et l'âge auquel survient la blessure. Après avoir déterminé la population cible de ces blessures, les conditions menant à leur occurrence sont importantes à étudier.

### 1.2.2 Conditions d'accident

Plusieurs conditions peuvent mener à des blessures affectant la colonne vertébrale. Les chutes, les accidents de la route ou causés par d'autres véhicules motorisés, les chocs directs à la colonne vertébrale ainsi que les sports sont les principales causes de blessures (Leucht et al., 2009; Roche et al., 2008). Les chutes documentées dans ces deux études regroupent deux ensembles : les chutes à faible énergie (souvent liées à une chute d'une faible hauteur, comme par exemple lorsqu'un individu a les pieds au sol) et les chutes avec une énergie importante (souvent causées par une hauteur de chute plus élevée). La proportion des causes de blessures des études de Leucht et al. (2009) et Roche et al. (2008) est synthétisée à la Figure 1.5 (la catégorie accidents de la route comprend aussi les situations impliquant des véhicules à moteur).

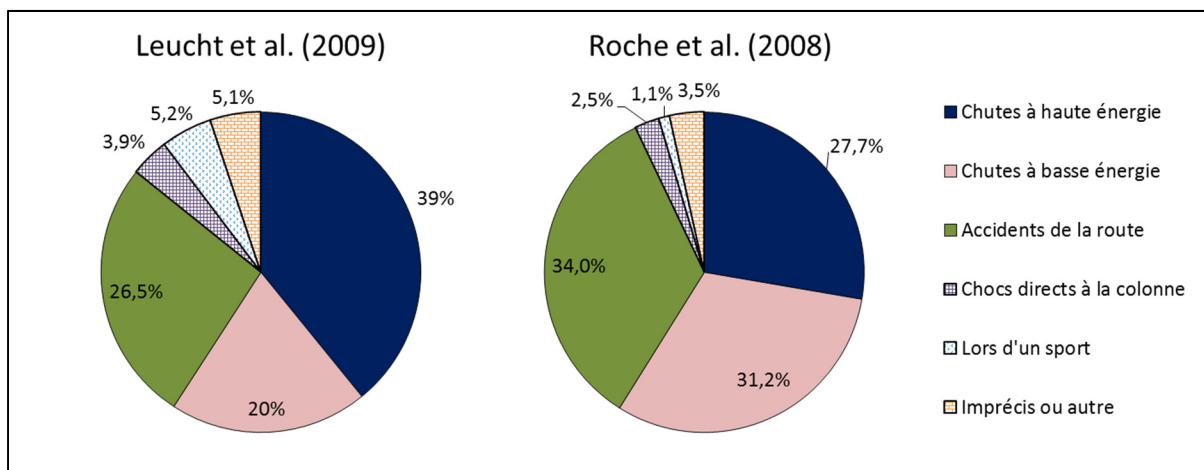


Figure 1.5 Synthèse de la fréquence des situations menant à des blessures de la colonne vertébrale  
Adaptée de Leucht et al. (2009) et Roche et al. (2008)

Les chutes et les accidents impliquant des véhicules motorisés sont donc les situations menant au plus grand nombre de blessures de la colonne vertébrale. Cette conclusion se retrouve dans l'étude de Jansson et al. (2010) dans le cas des personnes de moins de 60 ans. En revanche, toujours selon cette étude, pour les personnes âgées de 60 ans et plus, la majorité des blessures sont causées par des chutes de leur hauteur.

### **1.2.3 Localisation des blessures**

Les conditions de blessures explicitées précédemment ont pour conséquence l'apparition d'une ou plusieurs blessures sur la colonne vertébrale. Selon Leucht et al. (2009), les segments les plus concernés par ces blessures sont le segment T11-L2, correspondant à 58,4% des blessures de l'étude, suivi des segments C3-C7 et T1-T10, qui représentent tous les deux 11% des blessures. Dans l'étude de Roche et al. (2008), les vertèbres les plus touchées sont dans l'ordre L1, T12, L2 puis L3. Par conséquent, le segment T11-L2 apparaît dans les deux études comme fréquemment touché par les blessures. De plus, selon Leucht et al. (2009), les blessures affectant le segment T11-L2 sont souvent causées par des chutes, aussi bien à haute qu'à basse énergie. Ces derniers apportent une explication à cela : la jonction thoraco-lombaire est soumise à des efforts plus importants que le segment thoracique, du fait de la présence des côtes au niveau de ce dernier. Cela aurait donc comme effet d'augmenter le risque de blessures lors de compressions élevées similairement à une chute (Leucht et al., 2009).

### **1.2.4 Blessures fréquentes**

Des classifications existent pour évaluer le type de blessure subie par la colonne. La classification AO (pour Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen (Fradet, Petit, Wagnac, Aubin, & Arnoux, 2014)), développée par Magerl, Aebi, Gertzbein, Harms, et Nazarian (1994) sur les blessures affectant les segments thoracique et lombaire, est une classification très utilisée (voir Tableau 1.1). Plus l'on progresse dans la classification, plus la blessure est grave. Les éléments de la colonne vertébrale (corps vertébral, éléments postérieurs, disque intervertébral, ligaments et moelle épinière) affectés par la blessure sont propres au type de

blessure. Dépendamment du type de blessure, des troubles neurologiques peuvent survenir et l'instabilité varie. Cette classification a notamment été utilisée par Fradet et al. (2014) lors de l'identification des patrons de fracture survenant suite à l'application de différents chargements sur un modèle par éléments finis d'un segment vertébral.

Tableau 1.1 Classification AO développée par Magerl et al. (1994)  
Adapté de Magerl et al. (1994, pp. 185-186)

| Catégorie   | Sous-catégorie   | Détails  |
|---|--|--|
| <b>Type A :<br/>blessures par<br/>compression du<br/>corps vertébral</b>  | A.1. Fracture par tassement                                      | A.1.1. Tassement des plateaux vertébraux<br>A.1.2. Fracture par tassement des bords du corps vertébral<br>A.1.3. Effondrement du corps vertébral   |
|   | A.2. Fracture par fissuration                                    | A.2.1. Fissuration dans le plan sagittal<br>A.2.2. Fissuration dans le plan coronal<br>A.2.3. Fracture de Pincer   |
|   | A.3. Fracture comminutive  | A.3.1. Fracture comminutive incomplète<br>A.3.2. Fracture comminutive par fissuration<br>A.3.3. Fracture comminutive complète  |
| <b>Type B :<br/>blessures par<br/>distraction<sup>a</sup></b>   | B.1. Rupture postérieure affectant essentiellement les ligaments | B.1.1. Lésion avec une rupture du disque dans le plan transversal<br>B.1.2. Lésion avec une fracture de type A affectant le corps vertébral  |
|   | B.2. Rupture postérieure affectant essentiellement les os        | B.2.1. Lésion avec une fracture transverse du corps vertébral et des éléments postérieurs<br>B.2.2. Lésion avec une rupture du disque dans le plan transversal<br>B.2.3. Lésion avec une fracture de type A affectant le corps vertébral |
|   | B.3. Rupture antérieure à travers le disque intervertébral       | B.3.1. Subluxation en hyper-extension<br>B.3.2. Spondylolyse <sup>b</sup> en hyper-extension<br>B.3.3. Rupture postérieure   |
| <b>Type C :<br/>blessures avec<br/>rotation<br/>affectant les<br/>régions<br/>antérieure et<br/>postérieure</b> | C.1. Blessure de type A associée à une rotation                  | C.1.1. Fracture des bords du corps vertébral avec rotation<br>C.1.2. Fracture par fissuration avec rotation<br>C.1.3. Fracture comminutive avec rotation   |
|   | C.2. Blessure de type B associée à une rotation                  | C.2.1. Lésion B1 associée à une rotation<br>C.2.1. Lésion B2 associée à une rotation<br>C.2.3. Lésion B3 associée à une rotation   |
|   | C.3. Blessure avec un couplage de cisaillement et de rotation    | C.3.1. Fracture droite<br>C.3.2. Fracture oblique  |

<sup>a</sup> Les blessures par distraction sont causées par deux forces opposées ayant pour effet d'éloigner des éléments adjacents, situés dans la région antérieure ou postérieure du segment vertébral (Magerl et al., 1994).

<sup>b</sup> Une spondylolyse peut se définir comme une rupture de la vertèbre, divisant cette dernière en deux selon un axe oblique. Ainsi, l'apophyse épineuse, la lame et les facettes articulaires inférieures restent solidaires entre elles et sont séparées des autres régions de la vertèbre soient le corps vertébral, les facettes articulaires supérieures et les pédicules (Leone, Cianfoni, Cerase, Magarelli, & Bonomo, 2011).

Cette classification a notamment été utilisée par Leucht et al. (2009) pour identifier les types de blessures subies par les patients de leur étude. Ainsi, les patients ayant subi une blessure de type A sont les plus fréquents (54,8%) et ce, d'autant plus pour des blessures affectant les segments thoracique et lombaire. Les blessures de types B et C sont moins fréquentes (elles concernent respectivement 16,9% et 18,5% des patients) même si les blessures de type B touchent la majorité des patients blessés au niveau cervical (Leucht et al., 2009).

### 1.2.5 Synthèse

Les sections précédentes ont mis en avant les éléments suivants :

- toute la population est concernée par les blessures à la colonne vertébrale : les hommes comme les femmes, peu importe leur âge ;
- ces blessures peuvent survenir plus facilement à un âge avancé (plus de 60 ans), en particulier chez les femmes, à cause d'une perte osseuse ;
- le segment T11-L2 est le segment le plus touché par ces blessures ;
- les chutes et les accidents de la route sont les situations à l'origine de la majorité des blessures ;
- les blessures en compression de type A (selon la classification de Magerl et al. (1994)) sont les blessures les plus fréquentes.

L'ensemble de ces éléments permet donc de définir plus précisément le contexte du projet. Tout d'abord, le segment étudié sera le segment T11-L1. De plus, la compression est la sollicitation qui a été choisie pour générer une blessure, ce qui correspond notamment à des situations de chutes. Par ailleurs, la vitesse de compression étudiée est élevée (1 m/s) pour représenter les conditions dynamiques des blessures. Enfin une proportion non négligeable des blessures survient après 50 ans. Or la structure et le comportement de la colonne vertébrale varient avec l'âge. En effet, les os ainsi que les disques intervertébraux sont concernés par ce vieillissement. Il apparaît donc important de prendre en compte ce vieillissement dans l'étude dont une description est réalisée dans la section suivante.

### **1.3 Vieillesse de la colonne vertébrale**

La section précédente a mis en avant les grands écarts d'âge possibles des personnes blessées à la colonne vertébrale. Cependant, le comportement, l'aspect et les propriétés du disque intervertébral ne restent pas constants tout au long de la vie d'un individu et les vertèbres subissent aussi des modifications. Le vieillissement de la colonne vertébrale affecte également les ligaments ainsi que les facettes articulaires (Benoist, 2005) même si leur vieillissement ne sera pas pris en compte lors de ce projet. Dans les sections suivantes, le vieillissement de la colonne vertébrale sera étudié au niveau des vertèbres, via la perte de qualité osseuse et au niveau des disques intervertébraux, au travers de la dégénérescence de ces derniers.

#### **1.3.1 Perte de qualité osseuse au niveau des vertèbres**

Dans les sections suivantes, la qualité osseuse sera évaluée d'après la densité de l'os et la structure de ce dernier, ces deux paramètres ayant une influence sur les propriétés mécaniques de l'os. Une diminution, respectivement une augmentation, de ces facteurs entraîne alors, selon cette définition, une perte, respectivement une amélioration, de la qualité osseuse.

Au cours de la vie d'un individu, l'os composant les vertèbres est amené à se remodeler, c'est-à-dire qu'une portion d'os se résorbe pour être ensuite remplacée sans pour autant augmenter le volume de l'os (Seeman, 2013). Cependant, avec l'âge, ce remodelage évolue avec un volume d'os formé qui devient plus faible que le volume d'os résorbé, menant à une diminution du volume d'os cortical et trabéculaire (Seeman, 2013). Dans ce dernier, cela a pour effet de réduire le volume des trabécules formant l'os trabéculaire, affaiblissant ou cassant certaines des lésions entre ces trabécules (Seeman, 2013). Cette perte d'os s'observe également au travers de la diminution, avec l'âge, de la densité obtenue après combustion de l'échantillon (en anglais *ash density*) (Mosekilde et al., 1987). Ainsi, la perte osseuse affecte non seulement la quantité d'os mais également la structure de ce dernier (Seeman, 2013; Vashishth, 2005).



Ces changements de structure influencent le comportement des vertèbres face à une sollicitation mécanique avec notamment la formation de microfissures qui survient plus facilement dans les vertèbres avec l'âge (Vashishth, 2005). De plus le chargement de l'os peut entraîner une propagation de ces fissures, aggravant ainsi les dommages dans la vertèbre. Par ailleurs, la résistance de l'os à une fracture est également réduite par le vieillissement (Vashishth, 2005).

Tout cela a des conséquences sur l'évolution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge. En effet, selon Mosekilde et al. (1987), une diminution significative de la contrainte maximale et de l'énergie à la rupture de l'os trabéculaire dans la direction crâniale-caudale est observée avec l'âge, en compression à basse vitesse. D'autres études se sont intéressées à l'influence de la densité osseuse sur les propriétés mécaniques, étant donné que cette dernière varie avec l'âge. C'est le cas de Kopperdahl, Morgan, et Keaveny (2002) qui, toujours lors de la compression de l'os trabéculaire, ont mis en avant des corrélations élevées entre la densité de cet os, mesurée par tomodensitométrie (*Quantitative Computed Tomography* en anglais), et le module d'élasticité ainsi que la limite d'élasticité. Selon ces relations, ces paramètres diminuent lorsque cette densité baisse.

Si la perte osseuse devient trop importante, cela peut mener à un phénomène appelé ostéoporose, qui se définit comme une perte importante de densité minérale osseuse accompagnée de modifications possibles de l'architecture microscopique de l'os (Webster, 2001). Cette maladie augmente le risque de subir une fracture et affecte plus fréquemment les femmes que les hommes, avec 80% de femmes parmi les personnes concernées (Webster, 2001). Si une perte de qualité osseuse est présente et remarquable sans toutefois être trop avancée, le terme ostéopénie est alors utilisé (Kanis, Melton, Christiansen, Johnston, & Khaltayev, 1994).

### **1.3.2 Épidémiologie et description de la dégénérescence des disques intervertébraux**

Les disques intervertébraux peuvent subir un phénomène appelé dégénérescence. Selon Adams et Roughley (2006), la dégénérescence du disque intervertébral peut se définir comme une altération de la réponse cellulaire qui devient anormale suite à un processus dégradant la structure du disque. Toujours selon eux, un vieillissement précoce du disque couplé à une dégradation de sa structure caractérise le disque dégénéré.

Le phénomène de dégénérescence peut donc se distinguer de celui du vieillissement normal du disque même si, toujours selon Adams et Roughley (2006), un vieillissement des disques plus rapide que la normale correspondrait à un début de dégénérescence. La distinction entre dégénérescence et vieillissement normal n'étant pas toujours claire, la séparation entre ces deux phénomènes ne sera pas effectuée dans la suite de ce projet.

La méta-analyse réalisée par Miller, Schmatz, et Schultz (1988) offre des indications sur l'occurrence de la dégénérescence des disques, évaluée par la classification à quatre stades de Nachemson (1960). Dans l'ensemble selon Miller et al. (1988), la dégénérescence des disques commence plus tôt chez les hommes que chez les femmes. Les auteurs ont avancé une hypothèse pour expliquer cette constatation qui se base sur un ensemble de différences anatomiques. Toujours selon eux, plus de 30% des disques provenant de personnes ayant entre 20 et 29 ans présentaient un début de dégénérescence et ce chiffre passe à 97% à partir de 49 ans. Par ailleurs, en ce qui concerne le niveau des disques les plus touchés dans une colonne vertébrale, les disques L3-L4 et L4-L5 seraient les plus affectés par la dégénérescence sur le segment T12-S1 (Miller et al., 1988).

Comme l'expliquent Cortes et Elliott (2014), la dégénérescence du disque intervertébral concerne en premier lieu le noyau pulpeux. L'anneau fibreux n'est atteint que dans des stades de dégénérescence plus avancés. D'un point de vue biologique, au fur et à mesure que la dégénérescence progresse, la quantité de protéoglycanes diminue alors que le nombre de fibres de collagène de type I augmente. De plus, les liaisons transverses se font plus nombreuses (Cortes & Elliott, 2014).

Le disque intervertébral est affecté dans son ensemble en conséquence des changements survenant dans le noyau pulpeux et dans l'anneau fibreux. Au cours de la vie d'un individu, la quantité d'eau contenue dans le noyau pulpeux baisse (Adams & Roughley, 2006), ce qui génère une réduction de la hauteur du disque intervertébral (Cortes & Elliott, 2014). Par ailleurs, l'anneau fibreux se gonfle aussi bien vers l'intérieur que vers l'extérieur du disque intervertébral et les lamelles composant l'anneau fibreux deviennent moins organisées (Cortes & Elliott, 2014). D'autres changements surviennent lors de la dégénérescence comme l'apparition de fissures dans l'anneau fibreux ou encore d'hernies discales (Adams & Roughley, 2006; Fardon et al., 2014). Ces dernières correspondent à un déplacement de matière, contenue dans le disque, vers l'extérieur (Fardon et al., 2014). Par ailleurs, des composants anatomiques de la colonne vertébrale proches des disques peuvent être concernés. En effet, des ostéophytes, qui peuvent se définir comme un surplus localisé d'os ou une ossification de tissus adjacents à un os (Fardon et al., 2014), peuvent également se former aux limites des corps vertébraux (Adams & Roughley, 2006). Le développement d'une sclérose au niveau des plateaux vertébraux peut également survenir (Thompson et al., 1990). Fardon et al. (2014) définissent la sclérose vertébrale d'origine discale comme une calcification associée à une densité plus élevée de l'os situé à proximité des plateaux vertébraux, et ce en présence de dégénérescence du disque intervertébral.

Par ailleurs, la dégénérescence des disques intervertébraux peut être évaluée cliniquement et macroscopiquement. Pour ce faire, plusieurs classifications de la dégénérescence existent et permettant de graduer la sévérité et l'avancement de la dégénérescence.

### **1.3.3 Différentes classifications de la dégénérescence discale**

Ces classifications se différencient notamment par la méthode utilisée pour évaluer la dégénérescence (coupe de disques intervertébraux cadavériques, images obtenues par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), radiographies, etc.) et les composants intervenant dans cette évaluation (le disque intervertébral et/ou les vertèbres, etc.). Le

premier degré de dégénérescence des disques correspond à un disque sain et plus le degré augmente, plus la dégénérescence est avancée.

#### **1.3.3.1 Classification de Thompson et al. (1990)**

Thompson et al. (1990) ont élaboré une classification de la dégénérescence à cinq niveaux se basant sur une vue en coupe du disque intervertébral. La coupe est réalisée non loin du plan sagittal médian. Le degré de dégénérescence du disque intervertébral est déterminé qualitativement en évaluant l'aspect du noyau pulpeux, de l'anneau fibreux, du corps vertébral et des plateaux vertébraux (voir Tableau 1.2). La présence d'ostéophytes est prise en compte dans cette dernière catégorie.

Tableau 1.2 Classification des différents stades de  
dégénérescence développée par Thompson et al. (1990)  
Adapté de Thompson et al. (1990, p. 412)

| Degré | Noyau pulpeux  | Anneau fibreux   | Plateaux vertébraux   | Corps vertébral  |
|-------|--|--|---|--|
| I     | Sous forme de gel et gonflé                              | Lamelles fibreuses et discrètes  | D'épaisseur régulière et cartilage hyalin   | Avec des bords arrondis  |
| II    | Tissu fibreux de couleur blanche en périphérie           | Présence de mucus entre les lamelles   | D'épaisseur non régulière   | Avec des bords pointus   |
| III   | Tissu fibreux compacté                                   | Distinction floue entre le noyau et l'anneau et quantité importante de mucus | Présence de défauts localisés dans le cartilage   | Début d'ostéophytes ou de chondrophytes localisés sur les extrémités |
| IV    | Fissures dans le plan horizontal                         | Rupture localisée  | Sclérose, non-régularités et extension du cartilage fibreux au niveau de l'os sous-chondral | Longueur des ostéophytes inférieure à 2mm                            |
| V     | Fissures communes au noyau pulpeux et à l'anneau fibreux |  | Présence d'une sclérose diffuse   | Longueur des ostéophytes supérieure à 2mm                            |

### 1.3.3.2 Classification de Pfirrmann et al. (2001)

La classification de Pfirrmann et al. (2001) est une classification plus récente, développée à partir d'autres classifications dont celle de Thompson et al. (1990). Elle se base sur des images IRM prises dans le plan sagittal avec des pondérations T1 et T2, ce qui permet de visualiser le disque intervertébral contrairement à d'autres types d'imagerie. Cette classification comporte elle aussi cinq stades de dégénérescence. Cependant, les catégories diffèrent de celles présentes dans la classification de Thompson et al. (1990) : seul l'aspect

du disque intervertébral est évalué et les plateaux vertébraux ainsi que le corps vertébral n'interviennent pas dans cette classification. Là encore, l'identification du degré de dégénérescence du disque se base sur une évaluation qualitative de l'aspect de ce dernier (voir le Tableau 1.3).

Tableau 1.3 Classification développée par Pfirrmann et al. (2001)  
Adapté de Pfirrmann et al. (2001, p. 1874)

| Degré | Structure                                     | Différenciation entre le noyau et l'anneau | Intensité du signal  | Hauteur du disque intervertébral        |
|-------|---|--|--|---|
| I     | Homogène, brillante, de couleur blanche       | Nette                                      | Très intense, liquide céphalorachidien <sup>a</sup> d'intensité uniforme | Normale                                 |
| II    | Hétérogène, bandes horizontales possibles     | Nette                                      | Très intense, liquide céphalorachidien d'intensité uniforme              | Normale                                 |
| III   | Hétérogène, de couleur grise                  | Floue                                      | Intermédiaire  | Entre normale et avec une légère perte  |
| IV    | Hétérogène, de couleur allant du gris au noir | Sans différenciation                       | Entre intermédiaire et peu intense                                       | Entre normale et avec une perte moyenne |
| V     | Hétérogène, de couleur noire                  | Sans différenciation                       | Peu intense  | Effondrement du disque                  |

<sup>a</sup> Le liquide céphalo-rachidien est le liquide entourant la moelle épinière et également présent dans le cerveau.

Au fur et à mesure de la progression de la dégénérescence, la distinction entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux devient moins nette jusqu'à ne plus être visible. De plus, si la hauteur du disque ne diminue pas dans les premiers stades de dégénérescence, ce n'est plus le cas dans les derniers stades en particulier lors du stade V où la perte de hauteur du disque est importante. Teichtahl et al. (2015) se sont intéressés à évaluer l'existence d'un lien entre la progression de la dégénérescence du disque intervertébral et une perte de hauteur de ce dernier. Pour ce faire, des images IRM et la classification de Pfirrmann et al. (2001) ont été utilisées. La hauteur des disques a été ajustée selon différents facteurs et les disques L1-L2 à L5-S1 sont à l'étude. Une variation significative de hauteur du disque intervertébral est

remarquée entre les stades II et IV et entre les stades II et V. Une évaluation quantitative de la hauteur du disque intervertébral permettrait une diminution de la subjectivité liée à l'identification du degré de dégénérescence, qui peut survenir lorsque seuls des critères qualitatifs sont présents.

### **1.3.3.3 Classification de H. J. Wilke et al. (2006)**

Une autre classification, utilisant cette fois-ci des images radiographiques, a été créée par H. J. Wilke et al. (2006) à partir de classifications existantes. Ces images présentent l'avantage d'être plus souvent utilisées que des images IRM par exemple, à cause de la facilité d'accès des radiographies. Cependant, le disque intervertébral n'étant pas visible sur ces images, la classification se base sur les éléments osseux. De plus, le fonctionnement de cette classification, à quatre degrés de dégénérescence, diffère de celles présentées précédemment. Tout d'abord, trois paramètres sont évalués : la perte de hauteur, la présence d'ostéophytes sur le corps vertébral et la présence d'une sclérose diffuse. Chaque catégorie est évaluée avec un score allant de zéro à trois puis un score global est calculé à partir de la somme des scores de chaque catégorie (voir Tableau 1.4). Une autre différence provient de l'utilisation de données quantitatives pour l'évaluation de chaque catégorie, ce qui diminue la subjectivité de l'identification du degré de dégénérescence. Par ailleurs, des images dans le plan sagittal et dans le plan frontal sont acquises, contre seulement dans le plan sagittal pour les classifications précédentes. La validité de cette classification a été analysée à partir d'une adaptation de la classification de Thompson et al. (1990). Elle est généralement bonne, mais plus faible en ce qui concerne l'évaluation de la sclérose diffuse. Enfin, l'évaluation du degré de dégénérescence à partir des images radiographiques sous-estime parfois le degré de dégénérescence des disques, déterminé lors de la phase de validation.

Tableau 1.4 Classification développée par H. J. Wilke et al. (2006)  
Adapté de H. J. Wilke et al. (2006, p. 721)

| Catégorie                                 | Description  | Points  |
|---|--|---|
| <b>Diminution de la hauteur du disque</b> | Moyenne des pertes de hauteur dans les zones antérieure et postérieure en fonction de ces hauteurs avant la dégénérescence (perte p en %)  | $p = 0\% \rightarrow \text{score} = 0$<br>$0\% < p < 33\% \rightarrow \text{score} = 1$<br>$33\% \leq p < 66\% \rightarrow \text{score} = 2$<br>$66\% \leq p < 100\% \rightarrow \text{score} = 3$  |
| <b>Développement des ostéophytes</b>      | Pour chacun des huit bords (avec L la longueur d'un ostéophyte)<br>0 point : pas d'ostéophyte<br>1 point : $L < 3 \text{ mm}$<br>2 points : $3 \text{ mm} \leq L < 6 \text{ mm}$<br>3 points : $L \geq 6 \text{ mm}$   | Total des points sur les huit bords<br>0 point $\rightarrow \text{score} = 0$<br>1 à 8 points $\rightarrow \text{score} = 1$<br>9 à 16 points $\rightarrow \text{score} = 2$<br>17 à 24 points $\rightarrow \text{score} = 3$   |
| <b>Sclérose diffuse</b>                   | Pour chacun deux corps vertébraux adjacents<br>0 point : pas de sclérose<br>1 point : 0,25 est affecté partiellement ou totalement<br>2 points : 0,5 est affecté partiellement ou totalement<br>3 points : plus de 0,5 est affecté partiellement ou totalement | Total des points sur les deux corps vertébraux adjacents<br>0 point $\rightarrow \text{score} = 0$<br>1 à 2 points $\rightarrow \text{score} = 1$<br>3 à 4 points $\rightarrow \text{score} = 2$<br>5 à 6 points $\rightarrow \text{score} = 3$                                   |
| <b>Degré de dégénérescence général</b>    | Ajout des scores des trois catégories précédentes  | Score total de 0 $\rightarrow$ degré 0 (aucune dégénérescence)<br>Score total de 1 à 3 $\rightarrow$ degré 1 (dégénérescence légère)<br>Score total de 4 à 6 $\rightarrow$ degré 2 (dégénérescence modérée)<br>Score total de 7 à 9 $\rightarrow$ degré 3 (dégénérescence sévère) |

#### 1.3.4 Comportement mécanique du disque dégénéré

Les sections précédentes ont mis en avant les changements pouvant survenir dans le disque intervertébral lors de la dégénérescence. Cependant, ces modifications biologiques et



structurelles ne sont pas sans conséquence sur le comportement mécanique du disque intervertébral.

Tout d'abord, en ce qui concerne le noyau pulpeux, Iatridis et al. (1997) ont montré que la réponse du noyau pulpeux face à un cisaillement dynamique diffère selon le degré de dégénérescence. En effet, le module de cisaillement dynamique augmente avec le degré de dégénérescence, ce qui traduit un comportement plus rigide du noyau pulpeux. Par ailleurs, la capacité du noyau pulpeux à dissiper l'énergie est réduite en présence de dégénérescence (Iatridis et al., 1997). De plus, selon la synthèse d'études réalisée par Wang et al. (2012), au fur et à mesure de la progression de la dégénérescence dans le disque intervertébral, le coefficient de Poisson du noyau pulpeux baisse. Ce coefficient traduit le comportement du matériau dans la direction transverse par rapport à la direction du chargement. Les essais expérimentaux de Nachemson (1965) ont également montré que le chargement du noyau pulpeux diminue entre des disques sains et des disques avec une dégénérescence modérée. Par ailleurs, la pression de gonflement du noyau pulpeux est également affectée par la dégénérescence. Les aggrécanes, contenues dans le noyau pulpeux et appartenant à la famille des protéoglycanes, ont une charge négative, ce qui a pour conséquence d'attirer des cations dans le noyau pulpeux, créant ainsi la pression osmotique. Cette pression est la cause de déformations, engendrant ainsi un gonflement et une pression de gonflement associée (Cortes & Elliott, 2014). Dans le cas d'un noyau pulpeux dégénéré, cette pression de gonflement baisse significativement, suite à une quantité moins importante de protéoglycanes (Johannessen & Elliott, 2005). Le noyau pulpeux dégénéré est également plus perméable que le noyau pulpeux non dégénéré (Johannessen & Elliott, 2005).

Une étude similaire a été menée sur l'anneau fibreux par Iatridis et al. (1999). Comme précédemment, le module de cisaillement dynamique est plus élevé en présence de dégénérescence du disque intervertébral. Cependant, cette tendance reste non significative dans le cas de l'anneau fibreux. Par ailleurs, contrairement aux résultats dans le noyau pulpeux, la dissipation d'énergie est plus importante dans le cas du disque dégénéré que dans le cas du disque sain, même si cela reste une tendance (Iatridis et al., 1999). De plus, selon

Nachemson (1965), les contraintes verticales dans la région postérieure de l'anneau fibreux augmentent entre un disque sain et un disque avec une dégénérescence modérée alors que les contraintes tangentielles dans cette même région deviennent moins importantes. Finalement, aucune variation du coefficient de Poisson de la matrice de l'anneau fibreux n'a été rapportée par Wang et al. (2012).

Ces changements de comportement local du disque ont également des répercussions sur la réaction de ce dernier dans son ensemble ainsi que sur la colonne vertébrale. Par exemple, Shirado et al. (1992) ont observé des effets de la densité minérale osseuse et du degré de dégénérescence des disques intervertébraux sur les patrons de fracture ainsi que sur les efforts requis pour générer une fracture. Il s'agit de tendances à cause du faible nombre d'échantillons pour chaque degré de dégénérescence mais qui montrent que la dégénérescence des disques a un effet sur le comportement global de l'unité fonctionnelle. Une unité fonctionnelle comprend deux vertèbres adjacentes, le disque intervertébral situé entre elles ainsi que les ligaments reliant ces vertèbres.

De plus, en s'intéressant à l'état de contraintes dans le disque intervertébral humain, Adams, McNally, et Dolan (1996) ont pu déterminer les proportions, dans la direction antéro-postérieure, du noyau pulpeux (incluant la partie intérieure de l'anneau fibreux), de l'anneau fibreux antérieur et postérieur. La zone intérieure de l'anneau fibreux a un comportement très proche de celui du noyau pulpeux. Les contraintes, en compression, sont généralement plus importantes dans le noyau pulpeux que dans l'anneau fibreux à l'exception de certaines concentrations de contraintes dans l'anneau fibreux (Adams et al., 1996). Par ailleurs, cela a permis de montrer que les proportions des composants du disque varient entre un disque non dégénéré et un disque avec un stade de dégénérescence avancé : la proportion du noyau pulpeux dans la direction antéro-postérieure diminue lorsque la dégénérescence progresse alors que les proportions des deux zones de l'anneau fibreux augmentent. En outre, le profil de contraintes d'un disque dégénéré est plus irrégulier que celui d'un disque non dégénéré. Les changements macroscopiques survenant dans le disque peuvent être une explication à ce phénomène (Adams et al., 1996).

Une autre étude s'est intéressée aux effets des ostéophytes sur la réponse d'un segment vertébral (Al-Rawahi, Luo, Pollintine, Dolan, & Adams, 2011). En effet, la présence d'ostéophytes est évaluée dans différentes classifications de la dégénérescence des disques intervertébraux (Thompson et al., 1990; H. J. Wilke et al., 2006) et apparaît selon Thompson et al. (1990) dans les stades de dégénérescence relativement avancés. Al-Rawahi et al. (2011) ont montré que, comparativement au même segment vertébral sur lequel les ostéophytes ont été retirés, leur présence augmente la résistance du segment à un mouvement. De plus, la présence ou non d'ostéophytes affecterait également les concentrations de contraintes pouvant être localisées dans l'anneau fibreux (Al-Rawahi et al., 2011).

En résumé, le comportement mécanique diffère entre un disque intervertébral sain et un disque intervertébral dégénéré. Il n'est donc pas réaliste de concevoir un modèle numérique d'un disque dégénéré en lui appliquant des propriétés relatives à un disque intervertébral sain. De plus, le comportement du disque intervertébral varie selon les conditions de chargement comme la fréquence de la sollicitation (Iatridis et al., 1999; Iatridis et al., 1997), ainsi que dans le cas de l'anneau fibreux, selon l'amplitude de la déformation imposée ou encore la contrainte à laquelle ce dernier est soumis (Iatridis et al., 1999). Les situations étudiées dans ce projet (blessures survenant lors de chocs à haute vitesse impliquant des amplitudes de mouvement élevées) ne correspondent pas aux cas de chargement mentionnés ci-dessus (blessures à basse vitesse ou chargement cyclique à basse amplitude) pour lesquels des propriétés du disque intervertébral sont connues. Ces études ne peuvent donc pas être utilisées pour paramétrer un modèle numérique dans le cas d'un disque dégénéré soumis à une compression à haute vitesse impliquant des déformations importantes puisqu'il n'existe pas, à notre connaissance, d'études fournissant les données nécessaires. La connaissance de ces propriétés apparaît donc comme un ajout important aux données connues, étant donné l'incidence des blessures de la colonne vertébrale survenant à haute vitesse, d'où l'intérêt d'approfondir les connaissances actuelles à ce sujet.

### **1.3.5 Comportement d'une ou de plusieurs unités fonctionnelles lors du vieillissement**

Une solution envisageable pour pallier au manque de données sur les propriétés mécaniques dans les conditions à l'étude peut être de calibrer un modèle par éléments finis à l'aide de données expérimentales. À notre connaissance, il existe très peu d'études de caractérisation du comportement du disque intervertébral, ou alors de celui d'une ou plusieurs unités fonctionnelles, en compression à haute vitesse documentant le degré de dégénérescence des disques intervertébraux. Shirado et al. (1992) ont mené plusieurs essais en compression jusqu'à la fracture sur une unité fonctionnelle en documentant le degré de dégénérescence des disques intervertébraux ainsi que la densité minérale osseuse. Cependant, le chargement était appliqué de manière statique (à une vitesse de 160 N/s) ce qui diffère des conditions dynamiques étudiées au cours de ce projet.

L'étude de Wagnac et al. (2017) répond aux critères énoncés précédemment, avec la réalisation d'essais en compression à 1 m/s (donc dans des conditions dynamiques) sur des segments vertébraux formés de deux unités fonctionnelles. La présence de courbes force-déplacement ainsi que la mention du degré de dégénérescence des disques intervertébraux rend possible une calibration des propriétés du disque intervertébral en présence de dégénérescence.

## **1.4 Modélisation du vieillissement de la colonne vertébrale**

Des études se sont déjà intéressées à la modélisation numérique du vieillissement de la colonne vertébrale ou de composants anatomiques de cette dernière. La manière dont ce vieillissement a été introduit numériquement, les avantages ainsi que les limites de chacune des méthodes sont intéressants à étudier.

### 1.4.1 Modélisation de la dégénérescence discale

Malgré les inconnues demeurant au niveau de la dégénérescence des disques intervertébraux, l'introduction de cette dernière dans un modèle par éléments finis a déjà été réalisée dans plusieurs études et ce de différentes manières. Dans la plupart des études introduisant la dégénérescence du disque intervertébral dans un modèle par éléments finis, la hauteur du disque est modifiée entre le disque sain et les différents stades de dégénérescence représentés (Bashkuev, Reitmaier, & Schmidt, 2018; Galbusera, Schmidt, Neidlinger-Wilke, Gottschalk, & Wilke, 2011; Park et al., 2013; Rohlmann et al., 2006; Schmidt et al., 2007; Tang & Rebholz, 2011). En conséquence, certaines études répertorient des variations de l'angle des facettes entre deux vertèbres adjacentes (Bashkuev et al., 2018; Rohlmann et al., 2006; Schmidt et al., 2007; Tang & Rebholz, 2011). Cependant, d'autres modifications géométriques sont parfois apportées. Par exemple, dans certaines études, des ostéophytes sont modélisés avec des tailles variables selon le degré de dégénérescence représenté (Galbusera et al., 2011; Schmidt et al., 2007). Galbusera et al. (2011) ont également modélisé la dégénérescence du disque intervertébral en incluant d'autres changements comme la présence de lésions dans l'anneau fibreux, le phénomène de sclérose diffuse ou encore des variations d'épaisseur et de propriétés des plateaux vertébraux. Par ailleurs, Tang et Rebholz (2011), Schmidt et al. (2007) et Bashkuev et al. (2018) ont modifié le rayon de courbure des plateaux vertébraux. De plus, Schmidt et al. (2007) ont également fait varier les courbures de l'anneau fibreux, dépendamment du degré de dégénérescence modélisé. Pour finir, la géométrie et les propriétés des matériaux du cartilage des facettes articulaires ainsi que la courbure du segment vertébral ont également été modifiées par Bashkuev et al. (2018) lors de la modélisation de la dégénérescence.

Concernant les propriétés des matériaux, Bashkuev et al. (2018); Galbusera et al. (2011); Kumaresan, Yoganandan, Pintar, Maiman, et Goel (2001); Lu et al. (2013); Polikeit et al. (2004) ont modifié les propriétés du noyau pulpeux et de la matrice de l'anneau fibreux lors de l'introduction de la dégénérescence alors que d'autres auteurs ont uniquement modifié les propriétés du noyau pulpeux pour qu'elles se rapprochent de celles de la matrice de l'anneau

fibreuse lorsque le degré de dégénérescence augmente (Park et al., 2013; Rohlmann et al., 2006; Schmidt et al., 2007; Tang & Rebholz, 2011). Dans plusieurs études, les propriétés des fibres contenues dans l'anneau fibreux ainsi que celles des ligaments sont modifiées par un décalage en réponse à la perte de hauteur du disque (Rohlmann et al., 2006; Schmidt et al., 2007; Tang & Rebholz, 2011).

Néanmoins, une modélisation plus simple de la dégénérescence est parfois utilisée, comme le fait de modifier uniquement les propriétés de la loi de comportement du noyau pulpeux (Clouthier, Hosseini, Maquer, & Zysset, 2015). Polikeit et al. (2004) et Lu et al. (2013) ont aussi choisi de ne pas représenter la perte de hauteur des disques. Lu et al. (2013) ont modélisé la dégénérescence discale en augmentant les modules d'Young de la matrice de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux ainsi qu'en réduisant la valeur du coefficient de Poisson du noyau pulpeux. Les modules d'Young du noyau pulpeux et de la matrice de l'anneau fibreux ont également été modifiés par Polikeit et al. (2004) lors de la modélisation de la dégénérescence. De plus, la localisation, la quantité et les propriétés des fibres de collagène ont été modifiées par Polikeit et al. (2004), même si les modifications portant sur ces dernières n'ont pas été retenues pour la suite de leur étude.

Les études décrites ci-dessus ont modifié un modèle de colonne vertébrale comprenant des disques intervertébraux pour introduire la dégénérescence de ces derniers. Une autre méthode existe : Maquer et al. (2015) ont obtenu des images tomographiques de plusieurs unités fonctionnelles présentant des disques avec des degrés de dégénérescence variés. Ils ont ensuite extrait deux modèles par éléments finis, un premier correspondant à une unité fonctionnelle avec un disque sain et un second dans lequel le disque était dégénéré (grade IV, d'après la classification de Thompson et al. (1990)). Dans ce dernier cas, contrairement aux études précédentes, la géométrie du modèle n'a pas eu à être modifiée car elle comprenait déjà les changements géométriques pouvant affecter les vertèbres ainsi que la perte de hauteur du disque. Dans un second temps, Maquer et al. (2015) ont calibré le modèle avec le disque dégénéré à l'aide de données expérimentales dans le but de déterminer les propriétés des matériaux du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux. Par rapport aux études décrites

précédemment, celle-ci a l'avantage de présenter une géométrie plus proche de la réalité. De plus, la calibration effectuée permet d'ajuster les propriétés des matériaux et donc de représenter plus justement le comportement réel de l'unité fonctionnelle.

Nikkhoo et al. (2018) ont également calibré les propriétés de modèles par éléments finis de disques intervertébraux isolés à l'aide d'essais expérimentaux. Ils ont pour cela induit la dégénérescence dans les disques avant de les tester expérimentalement, notamment dans des situations d'impact. La hauteur des disques sains et dégénérés a été adaptée dans les modèles numériques à partir des mesures prises sur les spécimens. Toutefois, cette étude a été réalisée à partir de disques porcins, ce qui ne permet pas d'utiliser les propriétés déterminées dans le cas de disques humains. Une synthèse des paramètres modifiés par l'introduction de la dégénérescence dans les différentes études évoquées est réalisée dans le Tableau 1.5 et dans le Tableau 1.6

Tableau 1.5 Synthèse des modifications apportées pour l'introduction de la dégénérescence dans les différentes études (première partie des modifications apportées)

|                                | <b>Nombre de degrés de dégénérescence modélisés <sup>a</sup></b> | <b>Diminution de la hauteur du disque intervertébral</b> | <b>Modifications des propriétés du noyau pulpeux</b> | <b>Modification des propriétés de la matrice de l'anneau fibreux</b> |
|--------------------------------|--|--|--|--|
| <b>Kumaresan et al. (2001)</b> | Trois stades   | Oui de 0%, 0% et de 25%                                  | Oui  | Oui  |
| <b>Polikeit et al. (2004)</b>  | Cinq modèles de disques dégénérés                                | Non  | Oui  | Oui  |
| <b>Rohlmann et al. (2006)</b>  | Trois stades   | Oui de 20%, 40% et 60%                                   | Oui  | Non  |
| <b>Schmidt et al. (2007)</b>   | Trois stades   | Oui de 16,5%, 49,5% et 82,5%                             | Oui  | Non  |
| <b>Tang et Rebholz (2011)</b>  | Trois stades   | Oui de 20%, 40% et 60%                                   | Oui  | Non  |
| <b>Galbusera et al. (2011)</b> | Trois stades   | Oui de 25%, 50% et 75%                                   | Oui  | Oui  |
| <b>Park et al. (2013)</b>      | Trois stades   | Oui de 20%, 50% et 80%                                   | Oui  | Non  |
| <b>Lu et al. (2013)</b>        | Deux stades  | Non  | Oui  | Oui  |
| <b>Clouthier et al. (2015)</b> | Un stade   | Non  | Oui  | Non  |
| <b>Maquer et al. (2015)</b>    | Un stade   | Non applicable   | Oui  | Oui  |
| <b>Nikkhoo et al. (2018)</b>   | Un stade   | Non applicable   | Oui  | Oui  |
| <b>Bashkuev et al. (2018)</b>  | Trois stades   | Oui, jusqu'à 80%   | Oui  | Oui  |

<sup>a</sup> la modélisation d'un disque sain n'est pas comptée



Tableau 1.6 Synthèse des modifications apportées pour l'introduction de la dégénérescence dans les différentes études (seconde partie des modifications apportées)

|                                | <b>Modélisation des ostéophytes</b> | <b>Modification géométrique des plateaux vertébraux</b> | <b>Modification des propriétés des fibres et/ou des ligaments</b> | <b>Autres</b>   |
|--------------------------------|-------------------------------------|---|---|---|
| <b>Kumaresan et al. (2001)</b> | Non                                 | Non   | Oui (celles des fibres de collagène)                              | Non   |
| <b>Polikeit et al. (2004)</b>  | Non                                 | Non   | Oui   | Suppression de certaines fibres de collagène  |
| <b>Rohlmann et al. (2006)</b>  | Non                                 | Non   | Oui   | Non   |
| <b>Schmidt et al. (2007)</b>   | Oui                                 | Oui   | Oui   | Variations du rayon de courbure de l'anneau   |
| <b>Tang et Rebholz (2011)</b>  | Non                                 | Oui   | Oui   | Non   |
| <b>Galbusera et al. (2011)</b> | Oui                                 | Oui   | Oui   | Modélisation d'une sclérose diffuse, modification du plateau vertébral, lésions dans l'anneau |
| <b>Park et al. (2013)</b>      | Non                                 | Non   | Oui   | Non   |
| <b>Lu et al. (2013)</b>        | Non                                 | Non   | Non   | Non   |
| <b>Clouthier et al. (2015)</b> | Non                                 | Non   | Non   | Non   |
| <b>Maquer et al. (2015)</b>    | Non applicable                      | Non applicable  | Oui   | Non   |
| <b>Nikkhoo et al. (2018)</b>   | Non applicable                      | Non   | Non   | Non   |
| <b>Bashkuev et al. (2018)</b>  | Non                                 | Oui   | Non   | Courbure du segment vertébral, géométrie et propriétés du cartilage des facettes              |

Cependant, dans les études présentées ci-dessus, la vitesse à laquelle le chargement est appliqué n'est pas toujours clairement indiquée et lorsqu'elle l'est, le chargement est appliqué lentement. De plus, le comportement plastique et le comportement à la rupture des

vertèbres n'est pas pris en compte. Ces éléments suggèrent que les situations dynamiques ne sont pas modélisées. Or, le comportement du disque intervertébral varie selon la vitesse de chargement et un modèle par éléments finis avec des propriétés déterminées pour un chargement dynamique ou quasi-statique ne fournira pas les mêmes résultats (Wagnac et al., 2011). De plus, le type d'éléments utilisé pour mailler le disque intervertébral peut varier entre les études, éléments solides ou éléments fluides, de même que les lois de matériaux choisies. Par conséquent, les propriétés des matériaux déterminées pour un modèle ne sont pas nécessairement applicables à un autre modèle et aucun des jeux de propriétés du disque dégénéré ne semble adapté à des situations dynamiques menant à des fractures du segment vertébral. Néanmoins, les méthodes utilisées dans toutes ces études ainsi que les choix des changements apportés à la géométrie du disque intervertébral ou des vertèbres peuvent être transposés d'un modèle à l'autre.

#### **1.4.2 Modélisation de la perte de qualité osseuse des vertèbres**

Par ailleurs, plusieurs études par éléments finis se sont intéressées au vieillissement des vertèbres. Afin de se rapprocher du modèle par éléments finis utilisé lors de ce projet, les études modélisant la variation de qualité osseuse via des modifications de la microstructure des vertèbres ne seront pas considérées.

La perte de qualité osseuse avec l'âge au niveau vertébral a été notamment modélisée par Polikeit et al. (2004) et Lu et al. (2013). Polikeit et al. (2004) ont en effet modélisé une unité fonctionnelle en présence d'ostéoporose ainsi que de dégénérescence discale tel que décrit précédemment. Concernant l'ostéoporose, cette dernière a été introduite en réduisant tout d'abord le module d'élasticité de l'os. Cette perte est deux fois plus importante dans le cas de l'os trabéculaire (perte de 66%) que pour l'os cortical, les éléments postérieurs et les plateaux vertébraux (perte de 33%). De plus, l'anisotropie dans le plan transversal de l'os trabéculaire a également été modélisée, résultant en un modèle isotrope (aucune anisotropie) et plusieurs modèles avec différents degrés d'anisotropie transverse (Polikeit et al., 2004). Lu et al. (2013) ont également modélisé la perte de qualité osseuse en modifiant la valeur du module

d'élasticité de l'os, de manière à analyser les effets d'une perte de qualité osseuse au travers d'une perte importante et une perte plus modérée. De la même manière que précédemment, la diminution de la valeur du module d'élasticité de l'os trabéculaire est plus élevée (réduction de 66% et 50% respectivement dans le cas de la perte importante et de la perte plus modérée) que celle de l'os cortical, des plateaux vertébraux et des éléments postérieurs (respectivement 33% et 25%) (Lu et al., 2013).

Par ailleurs, l'effet du vieillissement sur le comportement à la rupture d'une vertèbre a également été étudié par Garo (2010). Suite à une phase de calibration, un jeu de propriétés des matériaux de l'os cortical et de l'os trabéculaire (contrainte à la rupture, module d'élasticité, déformation plastique et épaisseur de l'os cortical) a été déterminé en compression à 10 mm/s pour les âges de 20, 40, 60 et 80 ans. Le vieillissement de l'os a pour effet de diminuer la valeur du module d'élasticité et de la contrainte à la rupture, de l'os cortical et de l'os trabéculaire. De plus, deux autres jeux de propriétés supplémentaires ont été déterminés pour ces mêmes âges, sur la base de deux hypothèses, pour une vitesse de compression de 2500 mm/s.

Ces différentes études modélisent toutes la perte de qualité osseuse par une diminution des propriétés osseuses telles que le module d'élasticité par exemple. Néanmoins, la modélisation peut parfois aller plus loin comme l'ont fait Polikeit et al. (2004) avec l'introduction de l'anisotropie dans le plan transversal ou alors la prise en compte du comportement plastique ainsi que de la rupture de l'os tel que réalisé par Garo (2010).

### **1.4.3 Combinaison de la dégénérescence discale et de la perte de qualité osseuse**

Pour finir, certaines études se sont intéressées à un vieillissement plus général de la colonne vertébrale, couplant la dégénérescence des disques intervertébraux et la perte de qualité osseuse. Cela a notamment été réalisé par Polikeit et al. (2004), Lu et al. (2013) ainsi que Kurutz et Oroszvary (2010). Cependant, ces trois études ont modélisé le comportement en compression du noyau pulpeux, de la matrice de l'anneau fibreux ainsi que des vertèbres par

des lois élastiques, sans définition de rupture dans le cas des vertèbres. Ainsi, l'effet du vieillissement combiné des vertèbres et des disques intervertébraux n'a pas été étudié sur le comportement à la rupture et les fractures vertébrales. De plus, différentes combinaisons de degrés de dégénérescence et de qualité osseuse ne sont pas étudiées. En effet, Kurutz et Oroszvary (2010) ont modélisé un vieillissement global du segment vertébral avec une progression de la perte de qualité osseuse associée à la dégénérescence discale. L'effet dissocié de ces deux vieillissements n'est donc pas étudié de même que celui du vieillissement à deux vitesses différentes. Au contraire, Lu et al. (2013) ont étudié l'effet séparé du vieillissement de différents composants anatomiques du disque intervertébral et des vertèbres mais pas leur effet combiné. Par conséquent, l'effet combiné de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture reste à définir.

## CHAPITRE 2

### PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS

Ce projet de maîtrise s'inscrit dans le contexte des blessures à la colonne vertébrale soumise à un chargement dynamique.

#### 2.1 Problématique

La revue de la littérature réalisée précédemment a permis de mettre en évidence que :

- les blessures touchant la colonne vertébrale affectent souvent la jonction thoracolumbaire. De plus, elles sont fréquemment causées par un mécanisme de compression et ont souvent lieu lors de chutes ou d'accidents. Ainsi, les vitesses auxquelles un chargement est appliqué à la colonne vertébrale peuvent être élevées ;
- toutes les catégories d'âge sont concernées par ces blessures ;
- les vertèbres et les disques intervertébraux composant la colonne vertébrale sont affectés par le vieillissement au travers de la perte de qualité osseuse et la dégénérescence discale. Cela a des effets sur leur structure ainsi que leur comportement ce qui modifie, par conséquent, celui de la colonne vertébrale ;
- il apparaît important de mieux comprendre les mécanismes de blessures affectant la colonne vertébrale, en présence d'un vieillissement combiné des disques intervertébraux et des vertèbres, dans des situations fréquentes de blessures ;
- les modèles numériques par éléments finis présentent plusieurs avantages comme l'obtention de paramètres difficilement accessibles lors d'études in-vivo ou in-vitro. Ces modèles deviennent particulièrement intéressants pour l'étude de l'effet combiné de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse car, d'une part, les paramètres d'entrée du modèle sont facilement modifiables et, d'autre part, la réalisation de diverses combinaisons est possible sans avoir recours à un grand nombre de spécimens cadavériques ;

- la modélisation de la dégénérescence des disques intervertébraux, de la perte de qualité osseuse ainsi que la combinaison de ces deux facteurs a déjà été réalisée numériquement dans des études antérieures;
- la vitesse de chargement dans ces études est ou est supposée être (lorsque les informations sont manquantes) lente et des conditions de fracture ne sont pas représentées par manque de définition des conditions de rupture des vertèbres ;
- l'effet du vieillissement combiné des vertèbres et des disques sur les fractures vertébrales est encore peu compris ;
- afin que le modèle représente un comportement réaliste du segment vertébral, des jeux de paramètres appropriés doivent être appliqués aux composants du modèle ;
- le comportement du disque intervertébral varie dépendamment du chargement appliqué et ce comportement est peu connu dans le cas d'un disque dégénéré soumis à une compression dynamique à haute vitesse d'amplitude importante, comme ce qu'il se produit lors de fractures ;
- une optimisation des propriétés d'un modèle numérique de disque intervertébral reste toutefois possible à partir de données expérimentales.

## 2.2 Objectifs

L'objectif principal de ce projet consiste donc à déterminer les effets de la dégénérescence des disques intervertébraux et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes et les patrons de fracture, survenant lors d'une compression dynamique du segment thoraco-lombaire.

Le **premier objectif spécifique** de ce projet est de développer et calibrer un modèle par éléments finis de disque intervertébral dégénéré à l'aide de données expérimentales provenant de la littérature (utilisation des données de Wagnac et al. (2017)). Le **second objectif spécifique** consiste à exploiter le modèle par éléments finis calibré pour étudier l'effet de la dégénérescence du disque intervertébral et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes et les patrons de fracture.

### 2.3 Organisation du projet de maîtrise

Afin de faciliter la compréhension de l'organisation de la suite du rapport, un organigramme récapitulant les différentes étapes suivies lors de ce projet est présenté sur la Figure 2.1. Ainsi, le processus ayant mené à la modélisation d'un disque intervertébral dégénéré est décrit dans le troisième chapitre. La méthode d'analyse ainsi que les résultats des effets de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence des disques intervertébraux sont ensuite expliqués dans le quatrième chapitre. Pour finir, l'interprétation et la discussion de l'ensemble du travail réalisé sont présentes dans le cinquième chapitre.

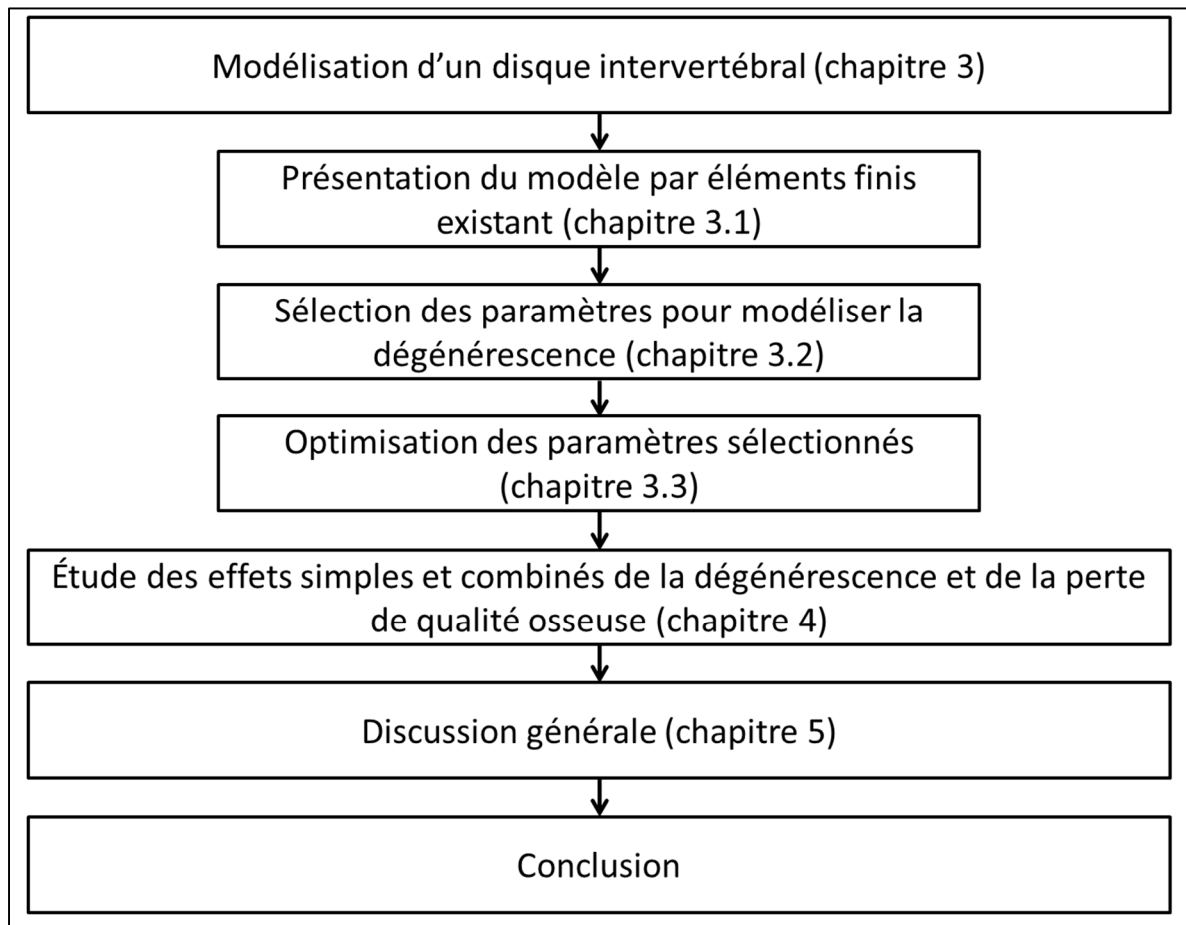


Figure 2.1 Organisation du projet





## **CHAPITRE 3**

### **MODÉLISATION D'UN DISQUE INTERVERTÉBRAL DÉGÉNÉRÉ**

L'objectif principal de ce projet est d'analyser les effets simples et combinés de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence discale sur les mécanismes de fracture. Ainsi, il est nécessaire de pouvoir représenter ces deux comportements de la manière la plus réaliste possible. Cette étude sera menée sur le segment T11-L1.

La revue de la littérature a montré que les propriétés du disque intervertébral dégénéré dans des conditions dynamiques sont peu connues. Il est donc nécessaire dans un premier temps de modéliser la dégénérescence discale dans ces conditions. Pour ce faire, il faut tout d'abord identifier les paramètres à modifier afin de la représenter. Ces paramètres seront ensuite ajustés afin de permettre une représentation réaliste du comportement d'un segment de colonne vertébrale comprenant des disques dégénérés.

Lorsque la dégénérescence des disques est très avancée, la présence de défauts et de modifications géométriques devient très fréquente (voir section 1.3). C'est pourquoi il a été choisi, dans un premier temps, de modéliser un disque modérément dégénéré pour lequel ces modifications géométriques sont moins importantes. Ce choix a pour avantage de développer et de tester la méthode choisie dans un cas moins complexe que celui d'un disque très dégénéré. Les données expérimentales de Wagnac et al. (2017), dans le cas du groupe dit avec « des ostéophytes de petite taille », seront utilisées dans cette section. En effet, ces données caractérisent le comportement de segments vertébraux avec des disques de stade III ou IV sur l'échelle de Thompson et al. (1990), ce qui correspond à une dégénérescence modérée. Dans cette étude expérimentale, le groupe avec « des ostéophytes de petite taille » comporte des segments issus de plusieurs niveaux vertébraux (Wagnac et al., 2017). Les données portant uniquement sur les segments T11-L1 de ce groupe seront utilisées à chaque fois qu'elles peuvent être distinguées de celles des autres niveaux vertébraux. Afin d'utiliser ces données expérimentales, un chargement similaire à celui appliqué dans l'étude

expérimentale sera imposé au segment T11-L1 du modèle numérique. Cela correspond à une compression à 1 m/s jusqu'à l'apparition d'une fracture sur le segment.

Le modèle par éléments finis, sur lequel le modèle de disque dégénéré a été développé, est décrit dans la section suivante. La modélisation de la dégénérescence sera ensuite abordée.

### **3.1 Présentation du modèle par éléments finis existant**

Le modèle par éléments finis utilisé au cours de ce projet provient du segment T1-L5 du modèle *Spine Model for Safety and Surgery* (SM2S). Le modèle SM2S est un modèle réaliste notamment utilisé par El-Rich, Arnoux, Wagnac, Brunet, et Aubin (2009), Wagnac et al. (2011), Wagnac, Arnoux, Garo, et Aubin (2012), Fradet et al. (2014) et Garo (2010). Il a été obtenu à partir d'images de tomodensitométrie de 0,6 mm d'épaisseur, prises sur un homme de 32 ans appartenant au 50<sup>ème</sup> percentile européen et ne souffrant pas de troubles au niveau de la colonne vertébrale. Les axes du modèle se basent sur les directions anatomiques. Ainsi les axes x, y et z correspondent respectivement aux directions médio-latérale, postéro-antérieure et crânio-caudale. Les vertèbres, les disques intervertébraux, les ligaments ainsi que les côtes sont représentés dans ce modèle. Seul le segment T11-L1 de ce modèle sera utilisé dans la suite de ce projet (voir Figure 3.1).

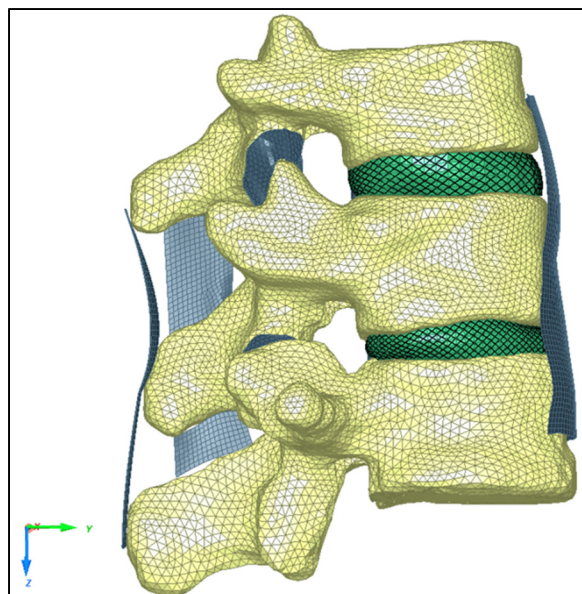


Figure 3.1 Segment T11-L1 du modèle SM2S existant

L'os cortical et l'os trabéculaire composant les vertèbres sont représentés dans le modèle. Pour cela, des éléments coques à trois nœuds modélisent l'os cortical alors que des éléments volumiques tétraédriques à quatre nœuds composent l'os trabéculaire. Afin de représenter l'hétérogénéité de l'os trabéculaire, ce dernier est divisé en sept régions ayant chacune ses propres propriétés des matériaux (voir Figure 3.2a)). Les régions centrale et périphérique des plateaux vertébraux ont respectivement les mêmes propriétés des matériaux que la région centrale supérieure de l'os trabéculaire et que l'os cortical. De plus, l'hétérogénéité de l'os cortical est prise en compte au travers de l'épaisseur de ce dernier qui varie selon la localisation (voir Figure 3.2b)). L'os cortical et l'os trabéculaire suivent tous les deux une loi de matériau de type Johnson-Cook, définissant le comportement élastique, plastique et à la rupture du matériau. De plus, lorsque la déformation d'un élément osseux atteint la valeur de sa déformation à la rupture, cet élément est supprimé, modélisant ainsi une fissure dans l'os. Les propriétés des matériaux de l'os cortical et de l'os trabéculaire ont été modifiées lors de la modélisation de la dégénérescence par rapport à celles du modèle SM2S. Elles seront décrites dans la section 3.2.4.

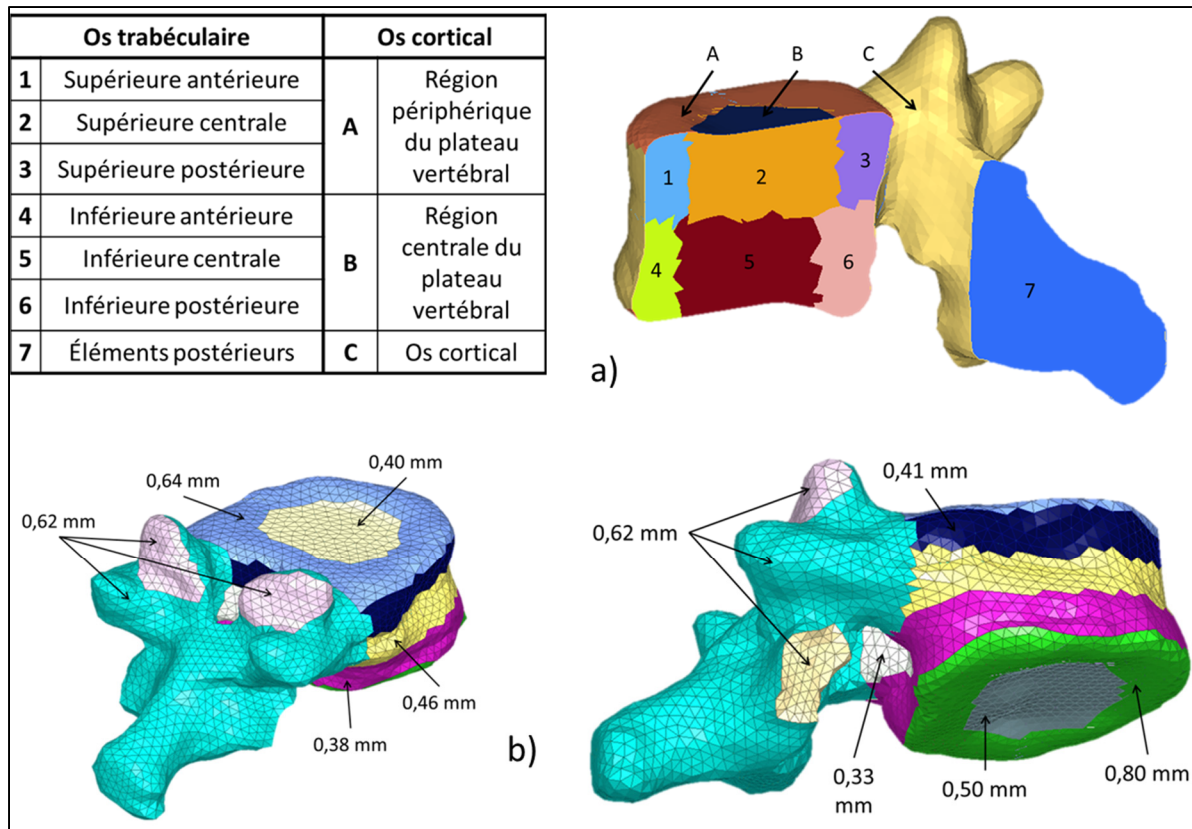


Figure 3.2 Présentation du modèle SM2S : a) différentes régions des vertèbres, b) hétérogénéité de l'épaisseur de l'os cortical

Le modèle du segment T11-L1 comporte sept ligaments, dont deux ligaments capsulaires, (voir Figure 3.3a)) modélisés par des éléments coques à trois ou quatre nœuds. Ils suivent une loi de Kelvin-Voigt généralisée (Altair Engineering Inc, 2015) pour les comportements viscoélastiques dont les propriétés sont résumées dans le Tableau 3.1.

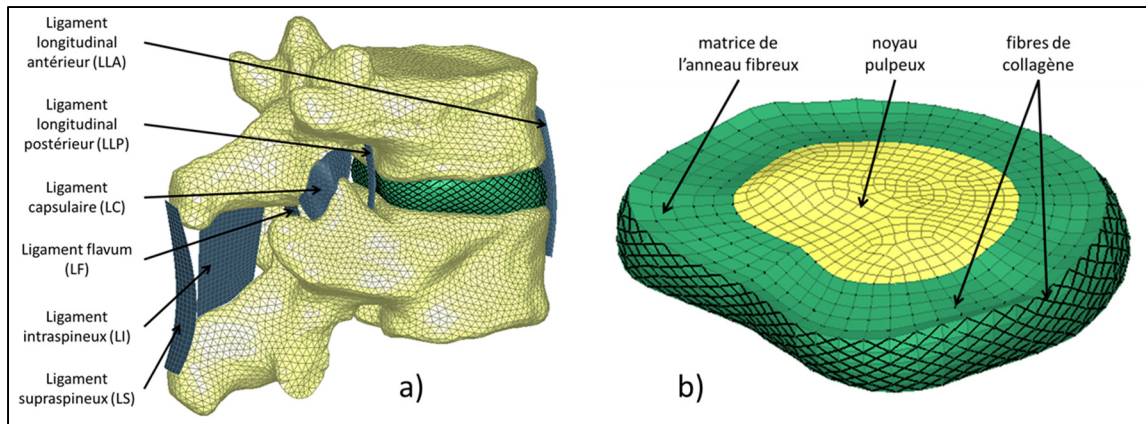


Figure 3.3 a) ligaments du modèle SM2S, b) disque intervertébral

Tableau 3.1 Propriétés des ligaments du modèle SM2S

|  | <b>LLA<sup>a</sup></b> | <b>LLP</b> | <b>LC</b> | <b>LF</b> | <b>LI</b> | <b>LS</b> |
|--|------------------------|------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| <b>Densité (g/mm<sup>3</sup>)</b>        | 0,001                  | 0,001      | 0,001     | 0,001     | 0,001     | 0,001     |
| <b>Module d'Young (MPa)</b>              | 35                     | 38         | 16        | 6,8       | 8,2       | 32,8      |
| <b>Coefficient de Poisson</b>            | 0,4                    | 0,4        | 0,4       | 0,4       | 0,4       | 0,4       |
| <b>Coefficient modificateur E1 (MPa)</b> | 322,13                 | 254,47     | 100,14    | 139,5     | 152,99    | 552,84    |
| <b>Coefficient modificateur E2 (MPa)</b> | 34,76                  | 37,8       | 15,85     | 6,65      | 8,05      | 35,52     |
| <b>Coefficient C1</b>                    | 1                      | 1          | 1         | 1         | 1         | 1         |

<sup>a</sup> les abréviations utilisées pour les noms des ligaments sont identiques à celles sur la Figure 3.3a).

Les disques intervertébraux sont, quant à eux, modélisés à l'aide de trois composants qui sont le noyau pulpeux, la matrice de l'anneau fibreux et les fibres de collagène (voir Figure 3.3b)). Le contour externe de la matrice de l'anneau fibreux est obtenu d'après le maillage des plateaux vertébraux. Une homothétie de ce contour est ensuite réalisée avec un rapport de 60% pour définir le contour du noyau pulpeux. Les éléments volumiques composant la matrice de l'anneau fibreux et le noyau pulpeux sont majoritairement des éléments hexaédriques même si quelques éléments pentaédriques sont présents dans le noyau pulpeux du fait de la géométrie de ce dernier. Ces deux composants suivent une loi hyper-élastique de type Mooney-Rivlin qui se définit selon l'équation (3.1), où  $W$  est l'énergie de déformation,

$c_{01}$  et  $c_{10}$  sont deux coefficients définissant le comportement du matériau,  $I_1$  et  $I_2$  deux invariants du tenseur de déformation de Cauchy-Green,  $K$  le module de compressibilité avant chargement et  $J$  le rapport entre le volume final et le volume initial (Wagnac et al., 2011).

$$W = c_{10}(I_1 - 3) + c_{01}(I_2 - 3) + \frac{K * (J - 1)^2}{2} \quad (3.1)$$

Adaptée de Wagnac et al. (2011, p. 4)

Les propriétés du disque en mode dynamique sont synthétisées dans le Tableau 3.2 et sont issues des travaux de Wagnac et al. (2012) et Wagnac et al. (2011). Les fibres de collagène sont modélisées par des éléments ressorts qui résistent uniquement lorsqu'ils sont soumis à une tension. Les fibres de collagène se basent sur le maillage de la matrice de l'anneau fibreux et forment des motifs en croisillons organisés en couches concentriques dans le plan transversal (voir Figure 3.3b)). L'angle des fibres de collagène sur la circonférence moyenne de la matrice de l'anneau fibreux est d'environ  $30^\circ$  à  $35^\circ$ . Le maillage du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux dans la direction périphérique est défini de manière à obtenir cette valeur d'angle. Le comportement des fibres de collagène est défini à partir d'une courbe force-déplacement issue d'une courbe de comportement contrainte-déformation (Shirazi-Adl, Ahmed, & Shrivastava, 1986) (le passage d'une courbe à l'autre est détaillé à ANNEXE I).

Tableau 3.2 Propriétés mécaniques du disque intervertébral  
Adapté de Wagnac et al. (2012, p. 906)

|                                    | Coefficient $c_{10}$ | Coefficient $c_{01}$ | Coefficient de Poisson |
|------------------------------------|----------------------|----------------------|------------------------|
| <b>Noyau pulpeux</b>               | 31,8                 | 8,0                  | 0,495                  |
| <b>Matrice de l'anneau fibreux</b> | 11,8                 | 2,9                  | 0,45                   |

La liaison entre les ligaments et les vertèbres, ainsi que celle entre les disques et les plateaux vertébraux sont réalisées par des interfaces liées ou *tied interfaces* en anglais. À l'opposé, des interfaces de contact sont présentes entre les éléments postérieurs de deux vertèbres adjacentes ainsi qu'entre les facettes de ces vertèbres pour éviter une pénétration d'une

vertèbre dans une autre. La modélisation ainsi que les simulations et leurs analyses ont été réalisées à l'aide des logiciels HyperMesh, HyperCrash, Radioss, HyperView et HyperGraph de la suite Altair HyperWorks 14.0 (Altair HyperWorks, Troy, MI, USA).

### **3.2 Sélection des paramètres pour modéliser la dégénérescence**

La sélection des paramètres choisis pour modéliser la dégénérescence a été faite en deux grandes étapes. Tout d'abord, un premier choix de ces paramètres a été réalisé en se basant sur les données de la littérature. Puis, afin de réduire le nombre de ces paramètres lors de la phase d'optimisation de ces derniers (voir section 3.3), un plan de tri a été réalisé pour ne garder que les paramètres ayant une influence significative sur le comportement du segment (voir section 3.2.5). Cette influence a été déterminée en faisant varier ces paramètres entre des bornes inférieures et supérieures, et en étudiant l'effet de cette variation sur le comportement du segment.

#### **3.2.1 Pré-sélection des paramètres**

Une première sélection des paramètres a été réalisée suite à la revue de la littérature (voir les sections 1.3 et 1.4.1). Dans l'optique de préparer le plan de tri annoncé, les bornes inférieures et supérieures sont indiquées.

Tout d'abord, étant donné que la dégénérescence affecte la composition et l'organisation du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux, il est important de considérer ces changements. Dans le modèle éléments finis utilisé (le modèle SM2S), le comportement de chacun de ces deux composants est modélisé par une loi de comportement de type Mooney-Rivlin, définie à partir des coefficients  $c_{10}$  et  $c_{01}$  (voir l'équation (3.1)). Cela implique donc la variation de quatre paramètres pour le disque intervertébral : deux paramètres pour le noyau pulpeux et deux autres pour la matrice de l'anneau fibreux. Cependant, l'étude de sensibilité réalisée précédemment par Wagnac et al. (2011) a montré que les rapports entre les coefficients  $c_{10}$  et  $c_{01}$  dans le cas du noyau pulpeux et de la matrice l'anneau fibreux ont un effet non significatif sur le comportement à la rupture d'un segment en compression (soient sur la

raideur, la force à la rupture et le déplacement à la rupture). Au contraire, ces derniers ont montré dans cette même étude que l'influence des coefficients  $c_{10}$  de la matrice de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux était significative sur les paramètres de sortie indiqués ci-dessus. Le rapport entre les coefficients  $c_{10}$  et  $c_{01}$  a par ailleurs été posé comme étant constant par Schmidt et al. (2007). Au vu de ces éléments, il a donc été décidé d'intégrer dans le plan de tri uniquement les paramètres  $c_{10}$  de la matrice de l'anneau fibreux et du noyau pulpeux (nommés respectivement  $c_{10-AF}$  et  $c_{10-NP}$ ). Les rapports  $c_{01}/c_{10}$  des deux matériaux sont posés constants et égaux à 0,25 (Schmidt et al., 2007), ce qui définit les valeurs des coefficients  $c_{01}$  du noyau pulpeux et de la matrice de l'anneau fibreux (respectivement  $c_{01-NP}$  et  $c_{01-AF}$ ). Cependant, les gammes de valeurs possibles des coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$  ne sont pas connues. Des simulations préliminaires au plan de tri sont alors nécessaires pour déterminer les bornes inférieures et supérieures de ces facteurs (voir section 3.2.4).

Toujours en ce qui concerne les propriétés des matériaux, la synthèse de plusieurs études effectuée par Wang et al. (2012) met en avant une diminution du coefficient de Poisson du noyau pulpeux avec la dégénérescence (de 0,49 à 0,30). Afin d'évaluer l'effet d'une variation de ce paramètre, ce dernier a également été considéré comme un facteur pour le plan de tri avec la gamme de valeur énoncée ci-dessus.

Au niveau géométrique, les modifications survenant dans le disque intervertébral et les vertèbres adjacentes au cours de la dégénérescence sont nombreuses comme l'apparition de fissures, d'hernies discales ou d'ostéophytes (voir dans la section 1.3). Toutefois, dans la logique de modéliser un disque modérément dégénéré et afin de tester la méthode choisie, aucune de ces modifications géométriques n'a été retenue. Ainsi, il a été décidé de modéliser les variations de proportions du noyau pulpeux dans la direction antéro-postérieure observées par Adams et al. (1996). Ces proportions ont été arrondies à la dizaine la plus proche, ce qui donne une proportion du noyau pulpeux dans cette direction de 60% et de 30% respectivement pour un disque de degré I et un disque de degré IV.



De plus, une perte de hauteur du disque intervertébral survient lors de la dégénérescence (Pfirrmann et al., 2001; H. J. Wilke et al., 2006), et cette dernière a été modélisée dans plusieurs études numériques (voir la section 1.4.1). Cette modification de la géométrie a donc été considérée. Cependant, la perte de hauteur du segment T11-L1 causée par la dégénérescence est peu connue. En conséquence, dans le but de se rapprocher de la réalité, cette perte de hauteur a été estimée à partir des données expérimentales de Wagnac et al. (2017), dans le cas du groupe « avec des ostéophytes de petite taille », et des données du modèle SM2S. La méthode suivie est la suivante :

- tout d'abord, la différence entre la hauteur moyenne des segments du groupe « avec des ostéophytes de petite taille » des données de Wagnac et al. (2017) et la hauteur moyenne du segment T11-L1 du modèle SM2S (déterminée à partir de cinq mesures prises entre les plateaux vertébraux aux extrémités) a été calculée ;
- à partir du modèle SM2S, la hauteur moyenne des disques T11-T12 et T12-L1 est calculée (six mesures pour chaque disque). La proportion de chacune des hauteurs par rapport à la hauteur cumulée des deux disques est alors déterminée. Le disque T11-T12 représente 58% de la hauteur des deux disques, contre 42% pour le disque T12-L1 ;
- enfin, une hypothèse est posée : la perte de hauteur sur le segment T11-L1 est uniquement due à une perte de hauteur des disques intervertébraux, ce qui suppose que la hauteur des vertèbres reste constante. La perte de hauteur de chacun des disques est ensuite calculée en connaissant la perte totale de hauteur du segment et en utilisant les proportions de hauteur des disques. Cette perte de hauteur est de 28% dans le cas des disques T11-T12 et T12-L1 et elle a été arrondie à 30% pour la suite de l'étude.

Finalement, cinq paramètres géométriques ou mécaniques sont modifiés pour modéliser numériquement la dégénérescence, soient les coefficients  $c_{10-AF}$  et  $c_{10-NP}$ , le coefficient de Poisson du noyau pulpeux, la perte de hauteur des disques et la taille du noyau pulpeux dans le plan transversal. La section 3.2.2 récapitule la manière dont ces paramètres sont modifiés.

### 3.2.2 Modification numérique de la géométrie

Afin de prendre en considération les variations des paramètres géométriques déterminées dans la section précédente, il est nécessaire de modifier la géométrie du disque intervertébral et donc de remailler ce dernier. La perte de hauteur est modélisée en premier lorsqu'elle est présente. En effet, il a été choisi de représenter cette dernière en rapprochant les vertèbres T11 et L1 de la vertèbre T12 fixe, tout en conservant les ligaments. Ainsi les ligaments se déforment pour s'adapter à cette nouvelle géométrie, ce qui semble cohérent avec la réalité. Les disques intervertébraux sont supprimés avant la simulation. En effet, la qualité de leur maillage risquerait d'être dégradée par la compression lors de la simulation. De plus, l'objectif de cette simulation est de permettre la modélisation d'un disque d'une hauteur différente et non d'analyser l'effet d'un chargement sur le comportement du disque. Les disques seront re-modélisés après cette simulation, d'où l'importance de modéliser en premier lieu la perte de hauteur.

Le rapprochement des vertèbres est réalisé au cours d'une simulation lors de laquelle tous les plateaux vertébraux des vertèbres T11, T12 et de L1 sont placés en corps rigides (voir Figure 3.4). En effet, les plateaux vertébraux servent de base à la modélisation des disques. Le fait de les mettre en corps rigides permet de s'assurer qu'ils ne se déformeront pas lors de la simulation ce qui évite des problèmes possibles de modélisation. Toutes les rotations des corps rigides sont bloquées pour faciliter la modélisation des disques et pour s'assurer que seule une compression est réalisée. De plus, l'ensemble des translations des corps rigides de la vertèbre T12 sont interdites (voir Figure 3.4). Un déplacement est appliqué au corps rigide du plateau vertébral supérieur de la vertèbre T11 et au plateau vertébral inférieur de la vertèbre L1 de manière à ce que la différence entre la hauteur finale et la hauteur initiale (respectivement après et avant la simulation) corresponde à la perte de hauteur désirée. Les translations sont réalisées lors de simulations quasi-statiques, pendant lesquelles les déplacements sont appliqués progressivement pendant 3 ms avant d'être maintenus pendant 2 ms. À la fin de la simulation, la géométrie est exportée et est utilisée pour les modèles avec une perte de hauteur des disques.

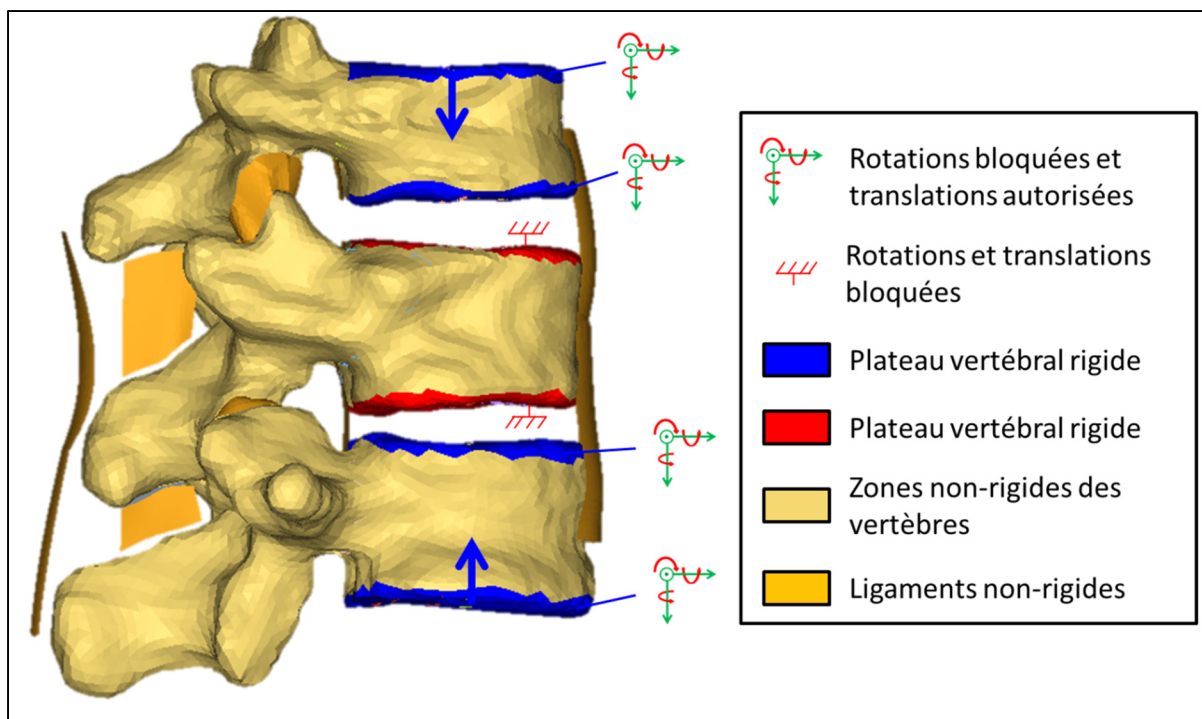


Figure 3.4 Représentation du chargement appliqué pour diminuer la hauteur des disques intervertébraux

Par la suite, la géométrie du disque est modélisée à partir des plateaux vertébraux. Un rapport d'homothétie entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux est indiqué durant cette phase, permettant d'ajuster la taille du noyau pulpeux par rapport à celle de l'anneau fibreux. Le maillage du volume du noyau pulpeux et de la matrice de l'anneau fibreux, ainsi que la modélisation des fibres de collagène et des interfaces entre le disque et les plateaux vertébraux sont réalisés pendant cette phase.

Ces modifications géométriques impliquent un remaillage des disques intervertébraux. Par conséquent, il est nécessaire de s'assurer que les résultats fournis par le modèle numérique ne dépendent pas du maillage des disques. Pour le garantir, une étude de convergence a été réalisée et est présentée dans la section 3.2.3.

### 3.2.3 Étude de convergence du maillage

Seuls les disques intervertébraux ont été remaillés suite aux modifications géométriques réalisées. Par conséquent, l'étude de convergence porte uniquement sur le maillage des disques intervertébraux.

#### 3.2.3.1 Méthode

Pour chaque combinaison de perte de hauteur et de taille du noyau pulpeux, une modélisation et un maillage du disque sont nécessaires. Cependant, la réalisation d'une étude de convergence pour chacune des combinaisons nécessiterait un temps trop important. Il a donc été choisi de réaliser une étude de convergence sur un modèle identifié comme le plus critique, pour ensuite définir des critères de modélisation et les appliquer aux autres modèles.

Le maillage du disque est défini en imposant le nombre d'éléments selon la direction verticale du disque (c'est-à-dire selon sa hauteur) et celui dans la direction radiale de la matrice de l'anneau fibreux (voir Figure 3.5). Le maillage du noyau pulpeux est généré d'après celui de la matrice de l'anneau fibreux. Le nombre d'éléments selon la circonférence de la matrice de l'anneau fibreux n'est pas imposé en entrée. En effet, le maillage des fibres de collagène se base sur celui de la matrice de l'anneau fibreux. Ce dernier est donc défini de manière à ce que l'angle des fibres de collagène soit d'environ  $\pm 35^\circ$  sur la circonférence moyenne de l'anneau fibreux, pour s'approcher de la réalité. Pour chaque maillage du disque, la modélisation des fibres de collagène et la création des interfaces avec les plateaux vertébraux sont réalisées semi-automatiquement. Les propriétés des fibres de collagène sont ajustées pour chaque maillage selon la méthode détaillée dans l'ANNEXE I. L'étude de convergence a donc été menée en deux temps en faisant varier séparément le nombre d'éléments dans les deux directions : tout d'abord, le nombre d'éléments selon la direction radiale est fixe et le nombre d'éléments dans la direction verticale varie puis inversement.

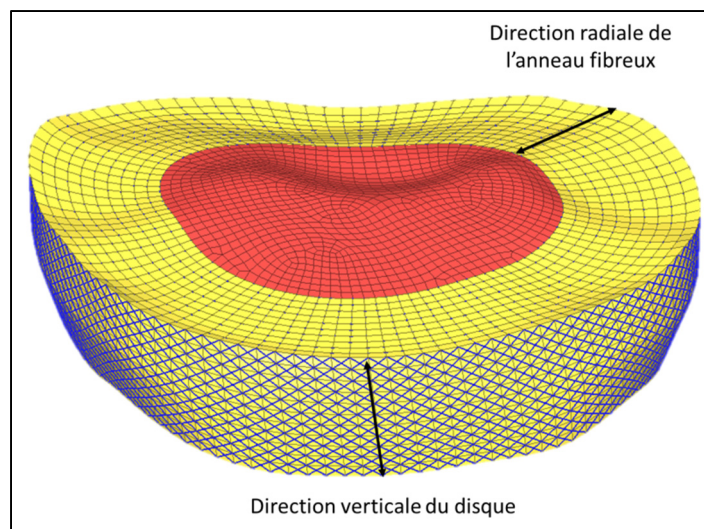


Figure 3.5 Maillage du disque intervertébral dans le modèle SM2S

L'étude de convergence a été menée sur le disque ayant la plus faible hauteur, de manière à ce qu'un ajustement du nombre d'éléments dans cette direction n'entraîne pas un nombre d'éléments trop important dans cette direction. Cela aurait pour conséquences des éléments de très petite taille, diminuant ainsi la qualité du maillage. Le modèle choisi pour l'étude est donc le disque T12-L1 dans le cas d'un modèle avec une perte de hauteur de 30% et un rapport d'homothétie de 60% entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux dans le plan transversal.

Un compromis a été fait entre la représentation d'une situation réaliste et l'isolement du comportement du disque intervertébral, en plaçant les vertèbres en corps rigide pour limiter leur influence. Les ligaments capsulaires dans le modèle numérique ont l'allure d'une couronne, avec seulement quelques éléments sur la hauteur de cette dernière (moins de deux éléments par endroit) dans le cas du segment T12-L1. Lors de la modélisation de la perte de hauteur, ces ligaments se déforment et la qualité de leur maillage diminue. Il a donc été choisi de supprimer ces ligaments, qui génèrent des problèmes par la suite, basé sur le fait que ces ligaments ont peu d'influence lors d'une compression.

Un chargement similaire à celui qui sera utilisé lors de la modélisation de la dégénérescence discale est appliqué, même s'il diffère légèrement du fait de la taille des segments (une unité fonctionnelle contre deux par la suite) et des corps rigides (vertèbre entière contre moitié supérieure de la vertèbre T11 et moitié inférieure de la vertèbre L1 par la suite). Ainsi, une vitesse de 1 m/s a été appliquée au corps rigide de la vertèbre supérieure, sur la direction formée par les centres de gravité des corps rigides. Le corps rigide de la vertèbre inférieure est encastré alors que toutes les rotations du corps rigide de la vertèbre supérieure sont bloquées.

Les vertèbres étant rigides, aucune fracture ne peut être modélisée. La fin de la simulation a donc été définie de manière à ce que les contraintes et les pressions dans le disque intervertébral soient du même ordre de grandeur que celles obtenues par Wagnac (2011) dans son étude de convergence sur le modèle SM2S. De cette manière, une durée de simulation de 0,1 ms a été fixée. Étant donné que les vertèbres sont définies comme des corps rigides, il n'est pas non plus possible d'utiliser les paramètres de rupture comme variables de sortie. La convergence du maillage a donc été analysée au travers de la pression moyenne dans le noyau pulpeux ainsi qu'avec la contrainte moyenne et la moyenne des dix contraintes maximales de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux. En effet, les valeurs maximales sont particulièrement pertinentes car des valeurs élevées auront des conséquences sur le chargement transmis aux vertèbres. Cependant, ces valeurs sont influencées par des pics locaux qui ne sont pas nécessairement représentatifs de l'état général du disque. C'est pourquoi la moyenne des dix valeurs maximales a été choisie plutôt que la valeur maximale uniquement. Suivant la même logique, la valeur moyenne apporte une information complémentaire aux valeurs maximales. Le chargement du noyau pulpeux a été étudié au travers de la moyenne des valeurs des pressions dans ce dernier plutôt qu'avec les valeurs des contraintes car le comportement du noyau pulpeux n'est pas totalement celui d'un solide. Par ailleurs, les efforts au niveau des interfaces entre les disques et les vertèbres, ainsi que la force résultante perçue par le corps rigide de la vertèbre inférieure ont également été analysés. Ces paramètres apportent des informations sur le chargement transmis au disque intervertébral et aux vertèbres. La convergence du maillage dans une direction est considérée

atteinte lorsque, pour toutes les variables de sortie citées précédemment, la différence entre deux maillages consécutifs est inférieure à 5%.

### **3.2.3.2 Résultats de la variation du nombre d'éléments dans la direction verticale du disque intervertébral**

Dans un premier temps, le nombre d'éléments selon la hauteur du disque intervertébral varie de quatre à sept, pour un nombre d'éléments dans la direction radiale fixé à dix. Ainsi, le nombre de nœuds dans le disque intervertébral est compris entre 4 500 et 16 008. Les résultats de l'étude de convergence à 0,1 ms sont présentés sur la Figure 3.6.

Dans la matrice de l'anneau fibreux, les variations de la contrainte moyenne de Von Mises entre deux maillages consécutifs sont inférieures à 5% pour tous les maillages testés (voir Figure 3.6a)). Des résultats similaires sont observés pour les variations de la moyenne des dix contraintes maximales de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux à l'exception de l'écart entre les deux maillages les plus grossiers (écart de 9,8%) (voir Figure 3.6a)). En ce qui concerne la pression moyenne dans le noyau pulpeux, les écarts entre deux maillages consécutifs sont tous inférieurs à 3%, même si ce paramètre semble se stabiliser réellement qu'à partir de six éléments selon la hauteur (voir Figure 3.6b)). Enfin, les efforts au niveau des interfaces entre le disque intervertébral et les vertèbres ainsi que la force transmise à la vertèbre inférieure encastrée ne semblent pas se stabiliser (voir Figure 3.6c)). Cependant, les écarts entre les maillages consécutifs sont toujours inférieurs à 4%, ce qui valide le critère de convergence fixé. Les forces mises en jeu étant très élevées, une faible variation relative de force correspond à une variation réelle importante d'où les résultats observés.

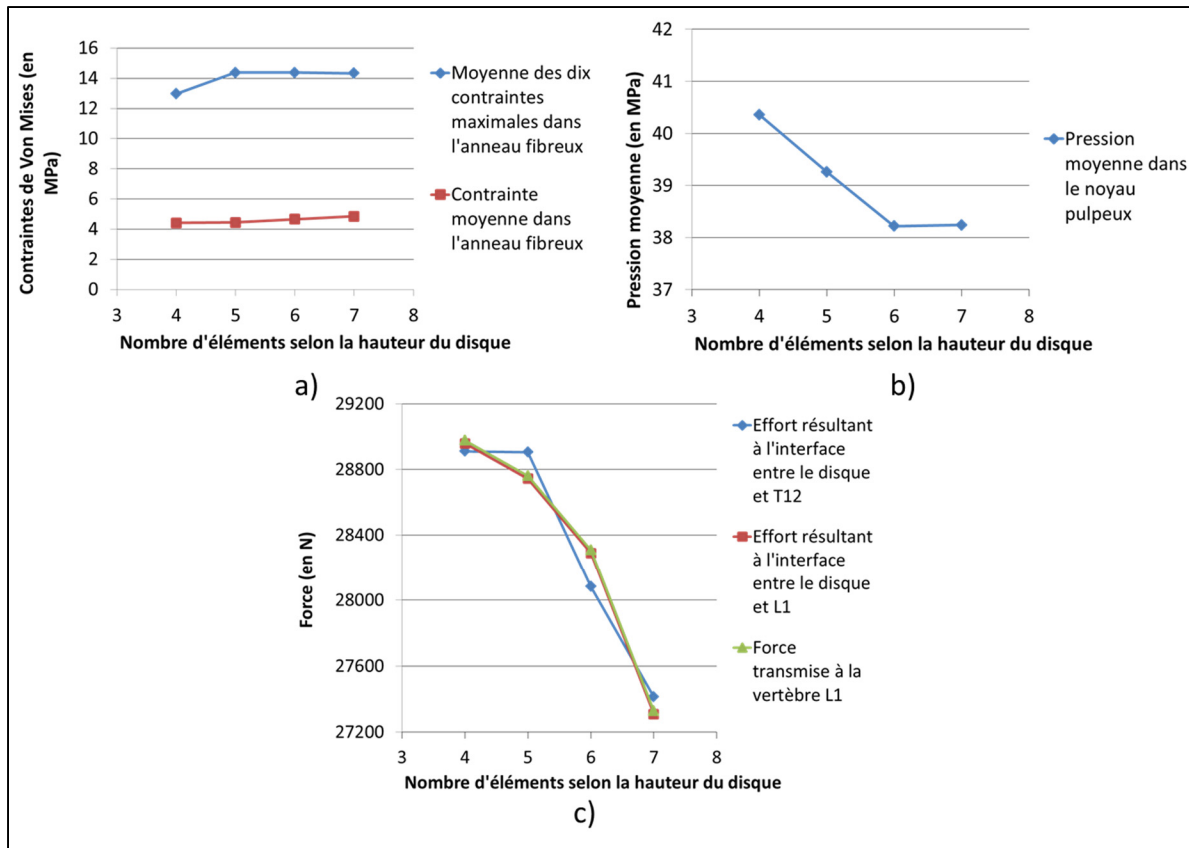


Figure 3.6 Résultats de l'étude de convergence dans la direction verticale du disque intervertébral : variations selon le maillage du disque a) des contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux, b) de la pression moyenne dans le noyau pulpeux et c) des efforts transmis aux vertèbres

En conclusion, à partir de cinq éléments selon la direction verticale du disque intervertébral, les variations entre deux maillages consécutifs sont inférieures à 5% pour les variables testées, indiquant que la convergence est atteinte. Ainsi, un maillage avec six éléments selon la hauteur du disque a été choisi, pour obtenir également une stabilisation de la pression moyenne dans le noyau pulpeux.

### 3.2.3.3 Résultats de l'étude de convergence dans la direction radiale de l'anneau fibreux

Dans cette seconde partie de l'étude de convergence, le nombre d'éléments selon la hauteur du disque intervertébral est fixé à six (d'après les résultats de la section 3.2.3.2) et le nombre d'éléments contenus dans la direction radiale de la matrice de l'anneau fibreux varie de huit à



14. La variation sur le nombre de nœuds dans le disque intervertébral est plus faible que précédemment (de 9 611 à 13 181 nœuds). Les résultats sont présentés sur la Figure 3.7.

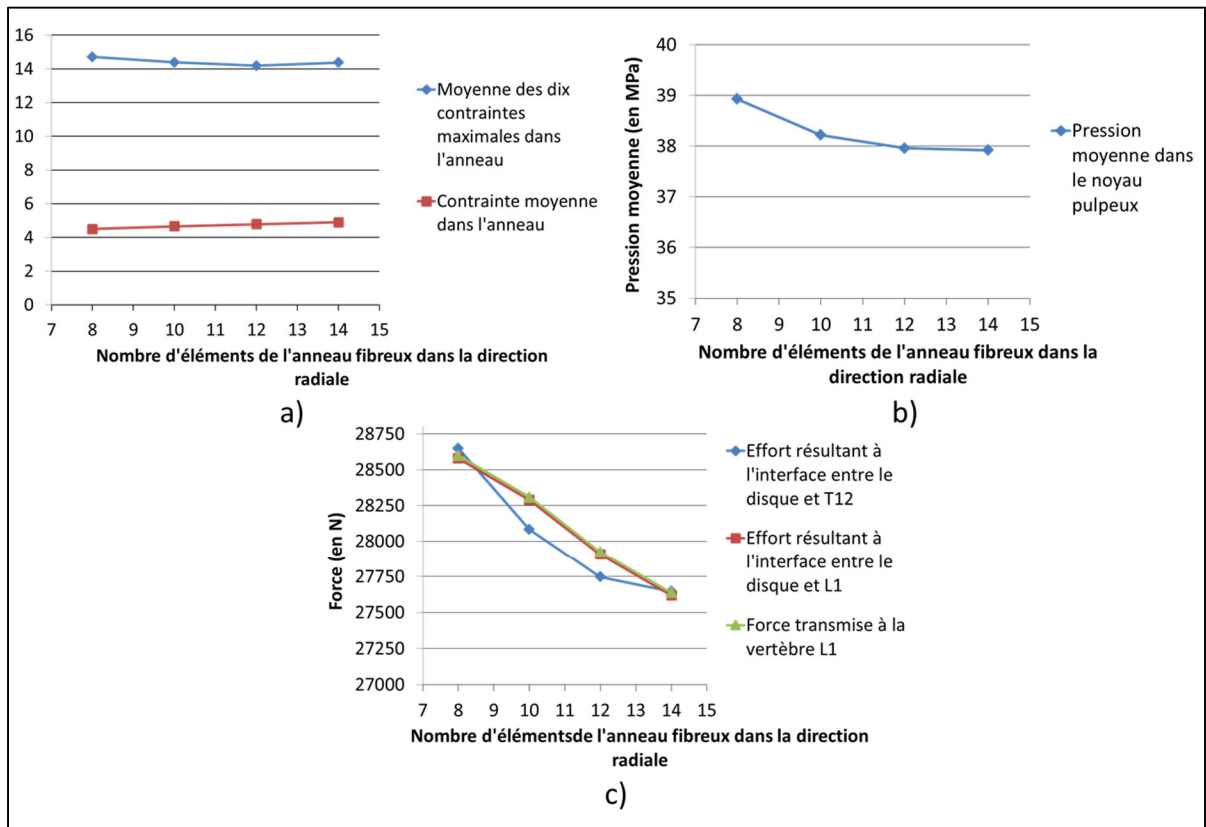


Figure 3.7 Résultats de l'étude de convergence selon la direction radiale de la matrice de l'anneau fibreux : variations selon le maillage du disque a) de la contrainte de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux, b) de la pression moyenne dans le noyau pulpeux et c) des efforts transmis aux vertèbres

La contrainte moyenne et la moyenne des dix contraintes maximales dans la matrice de l'anneau fibreux convergent pour tous les maillages testés avec des écarts entre deux maillages consécutifs inférieurs à 4% (voir Figure 3.7a)). La pression moyenne dans le noyau pulpeux converge également très bien pour tous les maillages (écarts inférieurs à 2%, voir Figure 3.7b)). Cependant, comme précédemment, les efforts aux interfaces entre le disque intervertébral et les vertèbres ainsi que les efforts transmis à la vertèbre inférieure ne semblent pas se stabiliser même si les écarts relatifs entre deux maillages consécutifs sont inférieurs ou égaux à 2% (voir Figure 3.7c)).

Au vu de tous les éléments précédents, un nombre de dix éléments dans la direction radiale de l'anneau fibreux semble un bon choix. Par conséquent, le maillage final comporte six éléments selon la hauteur, dix éléments dans la direction radiale de la matrice de l'anneau fibreux, pour un total de 10 801 nœuds dans le disque intervertébral.

### 3.2.3.4 Modélisation des modèles de disques avec une géométrie différente

L'objectif de cette section est de mailler les disques intervertébraux dans le cas d'une géométrie différente ou situé à un autre niveau vertébral (soit T11-T12). Afin de prendre en considération les variations de dimensions du disque dans ces cas, les critères choisis sont la densité d'éléments selon la hauteur  $d_h$  (voir l'équation (3.2)) et la densité surfacique  $d_s$  d'éléments dans le plan transversal du disque (voir l'équation (3.3)). La densité volumique  $d_v$  d'éléments dans le disque est également vérifiée (voir l'équation (3.4)). La hauteur des disques est calculée avec la moyenne de huit mesures de hauteur prises en périphérie du noyau pulpeux et de l'anneau fibreux (une mesure à chaque localisation, voir Figure 3.8), pour tenir compte des variations de hauteur dans le disque. Dans le cas du maillage final du disque déterminé précédemment, cela correspond à des valeurs de densités  $d_h$ ,  $d_s$  et  $d_v$  respectivement égales à 1,48 éléments /mm, 1,27 éléments/mm<sup>2</sup> et 2,0 éléments /mm<sup>3</sup>.

$$d_h = \frac{\text{nombre d'éléments selon la hauteur du disque}}{\text{hauteur moyenne du disque}} \quad (3.2)$$

$$d_s = \frac{\text{nombre d'éléments dans le plan transversal du disque}}{\text{surface du disque dans le plan transversal}} \quad (3.3)$$

$$d_v = \frac{\text{nombre d'éléments dans le disque}}{\text{volume du disque}} \quad (3.4)$$

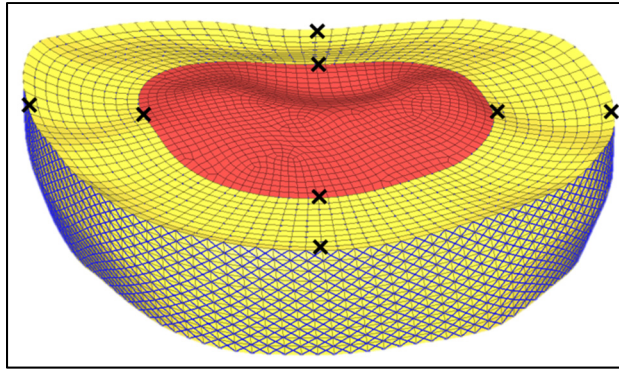


Figure 3.8 Localisation des huit prises de mesures de hauteur du disque intervertébral

Pour la suite, l'hypothèse suivante a été posée : des valeurs de densités  $d_h$  et  $d_s$  supérieures ou égales aux valeurs seuils (celles indiquées ci-dessus) ne modifient pas les résultats de convergence du maillage. Il a toutefois été toléré que le critère de densité  $d_h$  ne soit pas satisfait dans le cas suivant : deux disques du même niveau vertébral (T11-T12 ou T12-L1) avec la même perte de hauteur mais avec des tailles différentes de noyau pulpeux. En effet, le calcul de hauteur fait intervenir des mesures prises sur le contour extérieur du noyau pulpeux, ce qui implique qu'une variation des dimensions de ce dernier puisse modifier la hauteur calculée (voir Figure 3.8). Cependant, la hauteur réelle du disque reste la même et la valeur de densité  $d_h$  demeure proche de la valeur seuil (1,36 éléments/mm pour une valeur seuil de 1,48 éléments/mm).

Dans toutes les autres situations, le maillage des disques T11-T12 et T12-L1 a été défini de la manière suivante :

- le nombre d'éléments selon la hauteur du disque a été ajusté en fonction de la hauteur de ce dernier, de sorte que la densité d'éléments en hauteur soit supérieure ou égale à la valeur seuil fixée. Un disque de même niveau vertébral (T11-T12 ou T12-L1) avec un noyau pulpeux de taille différente a le plus souvent le même nombre d'éléments en hauteur ;
- le nombre d'élément selon la direction radiale de l'anneau fibreux a été ajusté en fonction de la densité d'éléments dans le disque intervertébral dans le plan transversal. Ainsi, la densité surfacique d'éléments dans le plan transversal est supérieure ou égale à la valeur

seuil. Deux disques de même niveau vertébral (T11-T12 ou T12-L1) de hauteurs différentes mais avec un noyau pulpeux de même taille ont le même nombre d'éléments dans la direction radiale de l'anneau.

Par conséquent, la densité d'éléments dans les disques intervertébraux reste environ constante et est comprise entre 2 et 3 éléments/mm<sup>3</sup>.

### 3.2.3.5 Vérification de la pression intra-discale

Lors de l'étude de convergence précédente, la pression intra-discale (mesurée par la moyenne des pressions dans le noyau pulpeux) se situe autour de 38 MPa pour le maillage choisi. Cette valeur est élevée comparée à des pressions mesurées *in vivo*. En effet, dans différentes positions assises, la pression intra-discale est comprise entre 0,27 et 0,65 MPa (H. Wilke, Neef, Hinz, Seidel, & Claes, 2001). Le fait de porter ou de tirer des poids d'environ 20 kg lors d'activités peut générer des pressions intra-discales allant jusqu'à 2,3 MPa (H. Wilke et al., 2001), ce qui reste nettement inférieur aux valeurs de pressions obtenues dans l'étude de convergence.

Cependant, lors de l'étude de convergence, les vertèbres étaient placées en corps rigides et par conséquent, elles ne pouvaient pas se déformer. Or, comme le déplacement était imposé, cela impliquait que la compression était subie uniquement par le disque intervertébral, ce qui ne correspond pas à un cas réel. Afin de vérifier l'effet d'un chargement plus réaliste sur les valeurs de pression dans le noyau pulpeux, une simulation est réalisée sur le segment T11-L1. Les propriétés du disque intervertébral sont celles de Wagnac et al. (2012) en mode dynamique à haute vitesse et les propriétés des vertèbres sont celles déterminées à 90 ans et 2500 mm/s (voir ANNEXE II). Les moitiés supérieure de la vertèbre T11 et inférieure de la vertèbre L1 sont placées en corps rigides. Le corps rigide de la vertèbre L1 est encastré alors que toutes les rotations du corps rigide de la vertèbre T11 sont bloquées. Une vitesse de compression de 1 m/s est imposée au corps rigide de la vertèbre T11 sur la direction formée par les centres de gravité des deux corps rigides. La rupture, remarquable sur la courbe force-

déplacement par une diminution nette de la force, se produit autour de 3,34 ms et une fracture survient au niveau de la vertèbre T12. Avant la rupture (à 3,2 ms), la pression moyenne dans le noyau pulpeux des disques T11-T12 et T12-L1 est d'environ 2 MPa. Ainsi, la pression intra-discale est comparable à celles obtenues lors d'activités physiques impliquant la colonne vertébrale. Par conséquent, le comportement du disque intervertébral modélisé semble réaliste.

### **3.2.4 Détermination des propriétés mécaniques du modèle**

Une fois les choix de géométrie établis et le maillage des modèles terminé, deux étapes restent à compléter avant de réaliser le plan de tri permettant de sélectionner les paramètres qui seront optimisés par la suite. D'une part, pour déterminer l'influence des différents facteurs, les résultats des simulations du plan de tri seront comparés aux données expérimentales. Ces dernières ont été produites à l'aide de spécimens âgés en moyenne de 88 ans (Wagnac et al., 2017). La revue de la littérature ayant montré que les propriétés de l'os varient avec l'âge, il est nécessaire de prendre en compte ce vieillissement et d'adapter les propriétés de l'os. D'autre part, les bornes inférieures et supérieures des coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$  restent à définir.

#### **3.2.4.1 Détermination des propriétés des os**

Le vieillissement de l'os est modélisé à l'aide des données de Garo (2010), qui a déterminé des jeux de propriétés des matériaux (contrainte à la rupture, module d'élasticité, déformation plastique pour l'os cortical et l'os trabéculaire ainsi que l'épaisseur de l'os cortical) à 10 mm/s et à 2500 mm/s pour les âges suivants : 20 ans, 40 ans, 60 ans et 80 ans. La vitesse de compression choisie pour ce projet est de 1 m/s soit 1000 mm/s. De plus, l'âge moyen des spécimens (« avec des ostéophytes de petite taille »), dont le segment T11-L1 a été testé dans l'étude expérimentale de Wagnac et al. (2017), est de 88 ans. Afin de s'approcher au mieux des résultats expérimentaux, les propriétés osseuses à 90 ans ont été recherchées. Pour cela, une régression linéaire a été réalisée sur les données de Garo (2010) dans l'idée d'extrapoler ces résultats pour un âge de 90 ans. Les résultats de cette régression sont présentés sur la

Figure 3.9 et la Figure 3.10, pour des vitesses de compression de 10 mm/s et de 2500 mm/s (pour cette seconde vitesse, les données selon l'hypothèse deux de Garo (2010) sont utilisées). Les valeurs de déformations à la rupture des deux os ne variant pas avec l'âge (Garo, 2010), ces résultats ne sont pas représentés.

Les courbes de régression linéaire montrent une très bonne approximation des données de Garo (2010) avec des coefficients de corrélation  $R^2$  supérieurs à 0,92 pour tous les paramètres. L'évolution de l'épaisseur de l'os cortical à 10 mm/s semble cohérente si la valeur de cette dernière à 70 ans est exclue (voir Figure 3.10). Cependant, l'épaisseur à 70 ans est très cohérente avec l'évolution de l'épaisseur à 2500 mm/s. L'épaisseur étant un paramètre géométrique de l'os cortical, cette dernière ne devrait pas être influencée par la vitesse de chargement. Par conséquent, l'épaisseur de l'os cortical à 2500 mm/s est également utilisée à 10 mm/s. Ainsi, une extrapolation des données à 90 ans semble réaliste.

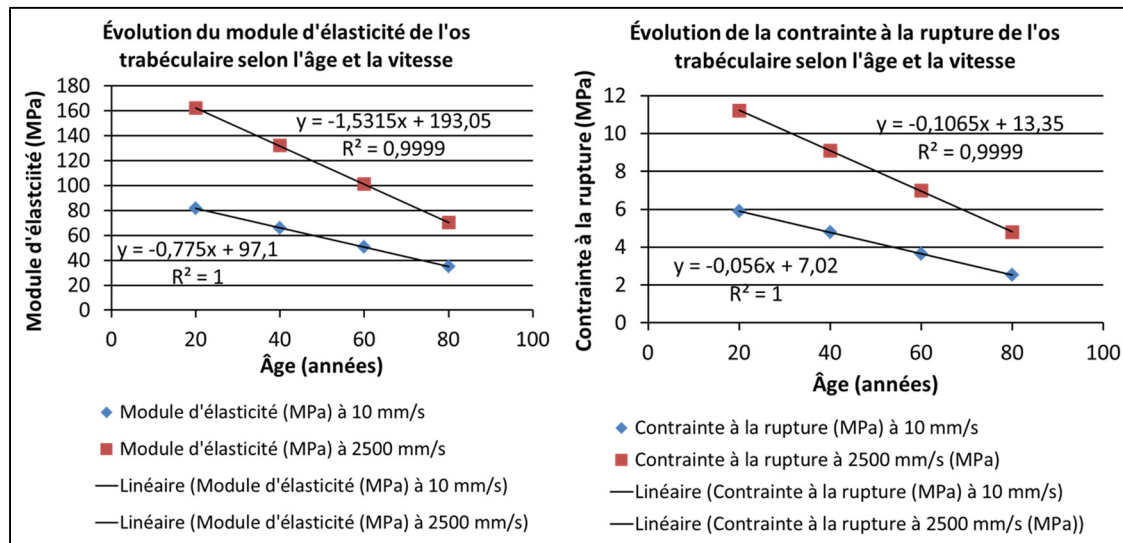


Figure 3.9 Évolution des propriétés de l'os trabéculaire selon l'âge et la vitesse et régressions linéaires de ces données  
Adaptée de Garo (2010)

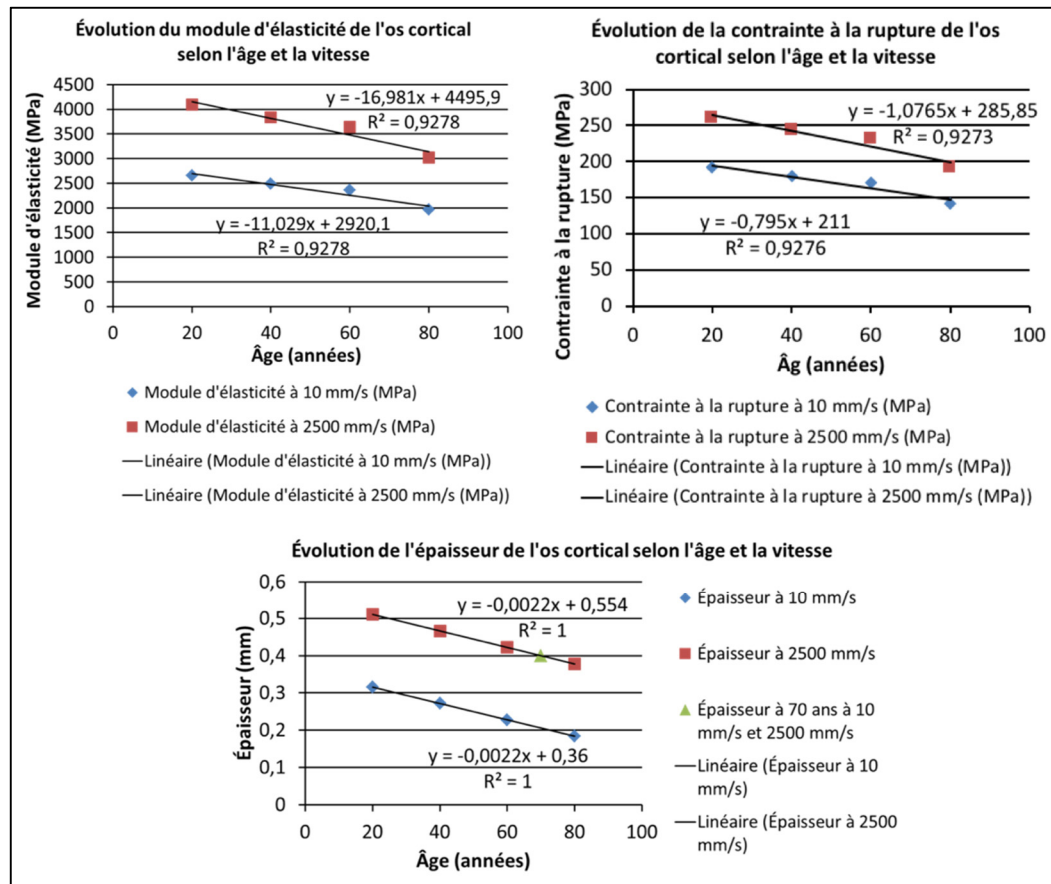


Figure 3.10 Évolution des propriétés de l'os cortical selon l'âge et la vitesse et régressions linéaires des données  
Adaptée de Garo (2010)

Par ailleurs, l'os cortical et l'os trabéculaire suivent des lois de Johnson-Cook. Si les effets de la vitesse et de la température ne sont pas considérés et que le comportement plastique est pris comme linéaire, la courbe contrainte-déformation définissant le comportement des os dans ces conditions peut être représentée de la manière suivante. Tout d'abord, la courbe débute par une phase linéaire élastique dont la pente  $E$  correspond au module d'élasticité. Cette phase se termine lorsque la limite d'élasticité  $\sigma_{el}$  est atteinte, correspondant à la déformation  $\epsilon_{el}$ . La phase plastique linéaire débute alors, avec une pente  $b$  nommée taux d'écrouissage, jusqu'à la rupture du matériau définie par les valeurs de contrainte à la rupture ( $\sigma_{max}$ ) et de déformation à la rupture ( $\epsilon_{max}$ ) (Garo, 2010; Wagnac, 2011). Or, les résultats de la Figure 3.9 et de la Figure 3.10 donnent uniquement l'évolution des contraintes et

déformations à la rupture ainsi que des modules d'élasticité des deux os. Les valeurs des autres paramètres sont donc déterminées à l'aide de relations. De plus, l'os trabéculaire est divisé en plusieurs régions pour traduire l'hétérogénéité de sa structure et donc de ses propriétés. Enfin, l'épaisseur de l'os cortical varie également selon la localisation. Ces différents éléments sont pris en compte à l'aide des travaux de Wagnac (2011) et de Garo (2010) et sont détaillés dans l'ANNEXE II.

#### **3.2.4.2 Détermination des gammes de valeurs des propriétés du disque intervertébral**

Les gammes de valeurs des propriétés du disque intervertébral, qui seront utilisées lors du plan de tri, ont été recherchées. Des conditions de chargement similaires à celles qui seront utilisées dans ce plan sont appliquées. Par conséquent, la moitié inférieure de la vertèbre L1 est placée en corps rigide et encastree. La moitié supérieure de la vertèbre T11 est également placée en corps rigide et une vitesse de compression de 1 m/s lui est appliquée selon l'axe reliant les centres de plateaux vertébraux respectivement supérieur et inférieur des vertèbres T11 et L1 (voir Figure 3.11). Les propriétés de l'os sont celles déterminées à 90 ans à 2500 mm/s (voir ANNEXE II). Différentes valeurs des coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$  sont testées de manière à obtenir des courbes force-déplacement encadrant le corridor expérimental défini d'après les résultats de Wagnac et al. (2017). Les valeurs des coefficients  $c_{01-NP}$  et  $c_{01-AF}$  sont ajustées telles que décrit précédemment (voir section 3.2.1). Pour ces simulations, la géométrie utilisée comporte des disques intervertébraux avec une perte de hauteur de 30%, un rapport d'homothétie de 60% entre les dimensions du noyau pulpeux et celles de l'anneau fibreux et le coefficient de Poisson du noyau pulpeux vaut 0,495, soit la valeur de base dans le modèle SM2S. Cette géométrie a été choisie car elle est jugée proche de celles des spécimens de l'étude expérimentale de Wagnac et al. (2017). Les simulations se déroulent jusqu'à la rupture, repérée sur les courbes force-déplacement par une diminution brutale de la force.



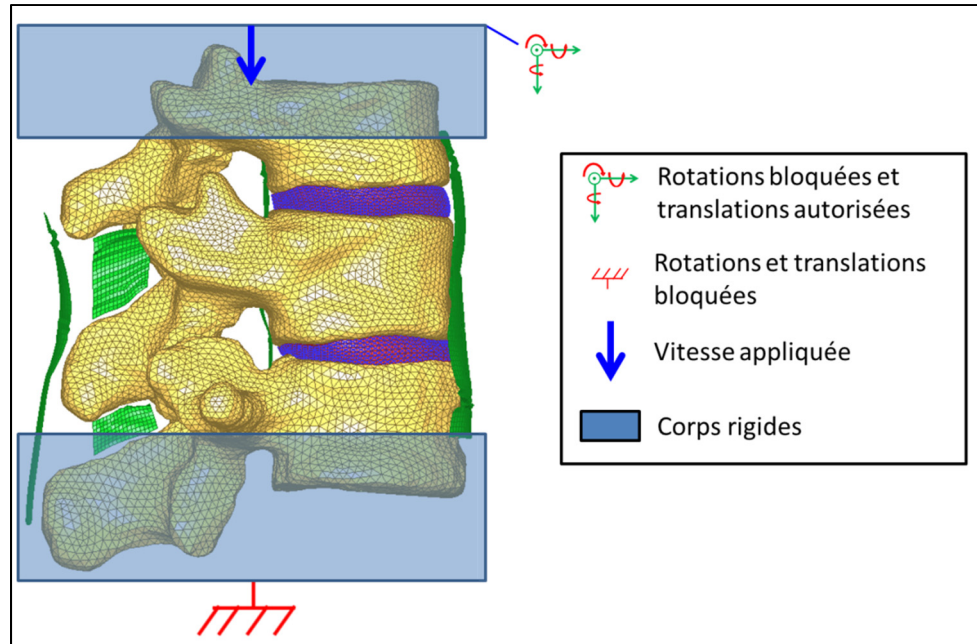


Figure 3.11 Représentation du chargement appliqué

Afin de comparer les courbes numériques obtenues aux données expérimentales, la normalisation des données utilisée par Wagnac et al. (2017) est appliquée (voir les équations (3.5) et (3.6)).  $F_{simulation}$  et  $D_{simulation}$  sont respectivement les valeurs de force et de déplacement à la rupture issues des courbes force-déplacement des simulations et leurs valeurs normalisées sont  $F_{norm}$  et  $D_{norm}$ .  $S_{article}$  correspond à la surface moyenne du corps vertébral, dans le plan transverse médian des vertèbres, indiquée par Wagnac et al. (2017) (valant  $1009 \text{ mm}^2$ ) et  $S_{PV-SM2S}$  est la moyenne des six surfaces des plateaux vertébraux du modèle SM2S. Enfin  $H_{SM2S}$  et  $H_{article}$  sont respectivement la hauteur du segment T11-L1 du modèle SM2S et la hauteur moyenne des segments « avec des ostéophytes de petite taille » dans l'étude de Wagnac et al. (2017) (égale à 81,3 mm). Les courbes force-déplacement normalisées des simulations réalisées sont présentées sur la Figure 3.12, pour des variations des coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$  entre 0,1 et 500.

$$F_{norm} = \frac{F_{simulation}}{\frac{S_{PV-SM2S}}{S_{article}}} \quad (3.5)$$

Adaptée de Wagnac et al. (2017, p. 4)

$$D_{norm} = \frac{D_{simulation}}{\frac{H_{SM2S}}{H_{article}}} \quad (3.6)$$

Adaptée de Wagnac et al. (2017, p. 5)

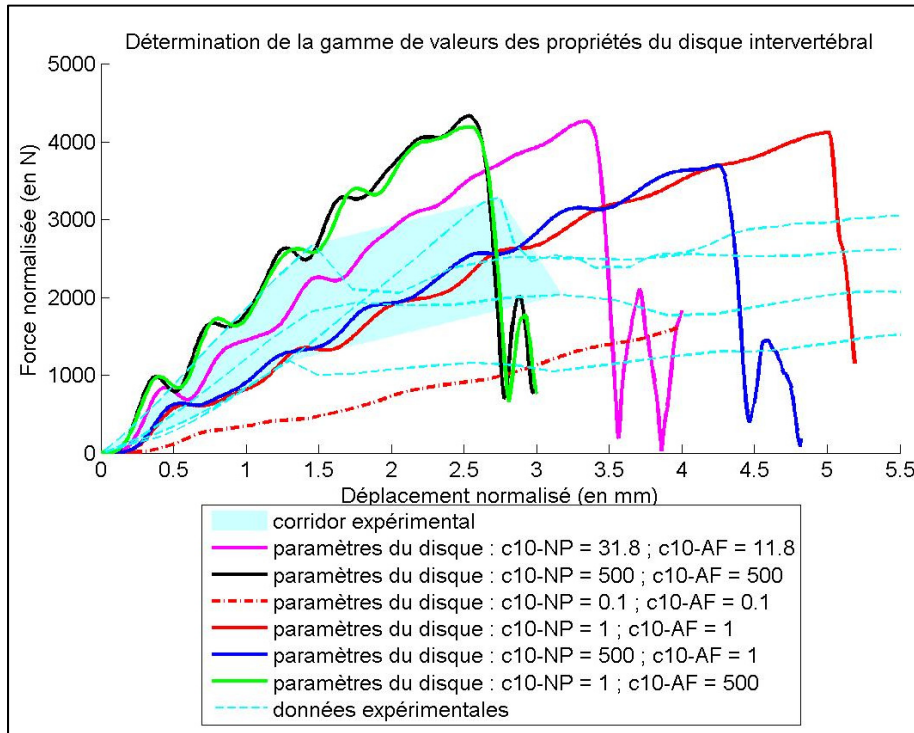


Figure 3.12 Courbes force-déplacement normalisées pour différentes valeurs des propriétés matériaux du disque intervertébral et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille »

Tout d'abord, les propriétés testées ont principalement des conséquences sur la déformation à la rupture. La force à la rupture est également influencée mais dans une moindre mesure. Toutes les courbes numériques sont situées en dehors du corridor expérimental (zone en bleu clair) défini à partir des données de Wagnac et al. (2017) (courbes en pointillés bleus clairs). Si certaines valeurs de déplacement à la rupture pourraient être incluses dans le corridor expérimental, les valeurs de forces à la rupture des courbes numériques sont trop élevées par rapport aux valeurs expérimentales. Dans le cas de la courbe en magenta, les propriétés du disque intervertébral sont celles initialement présentes dans le modèle SM2S et ayant été

déterminées en compression à 1 m/s, sans modélisation de la dégénérescence discale (Wagnac et al., 2012; Wagnac et al., 2011). La courbe rouge en pointillés ne présente pas de rupture. En effet, la simulation s'est arrêtée avant que cette dernière ne survienne à cause d'éléments ayant un volume nul ou négatif. Ces derniers sont situés dans la matrice de l'anneau fibreux du disque T12-L1. Dans cette simulation, le segment de la colonne vertébrale a un comportement moins rigide que dans les autres simulations. Comme les propriétés du disque intervertébral sont les seuls paramètres variables, il est supposé que le disque intervertébral se déforme plus que dans les autres simulations et qu'il amortie davantage le mouvement créé. Cela a pour effet de permettre une compression plus importante du disque, entraînant la compression totale de certains éléments d'où le volume nul. Ainsi, la modification seule des propriétés des matériaux des disques ne permet pas l'obtention de courbes force-déplacement dans le corridor expérimental. Par conséquent, les propriétés des matériaux des os ont également été ajustées de manière à ce que les courbes numériques approchent mieux le corridor expérimental.

#### **3.2.4.3 Ajustement des propriétés de l'os**

Pour réaliser cet ajustement, le jeu de propriétés de l'os cortical et de l'os trabéculaire à 10 mm/s a été appliqué (voir ANNEXE II). En effet, la vitesse de chargement a des conséquences sur le comportement de l'os et la contrainte à la rupture ainsi que le module d'élasticité des os sont moins élevés à 10 mm/s qu'à 2500 mm/s (voir Figure 3.9 et Figure 3.10). Ainsi, il apparaît intéressant de tester l'application des propriétés osseuses à 10 mm/s dans le modèle afin de mieux approcher le corridor expérimental. La comparaison des deux jeux de propriétés est réalisée sur la Figure 3.13.

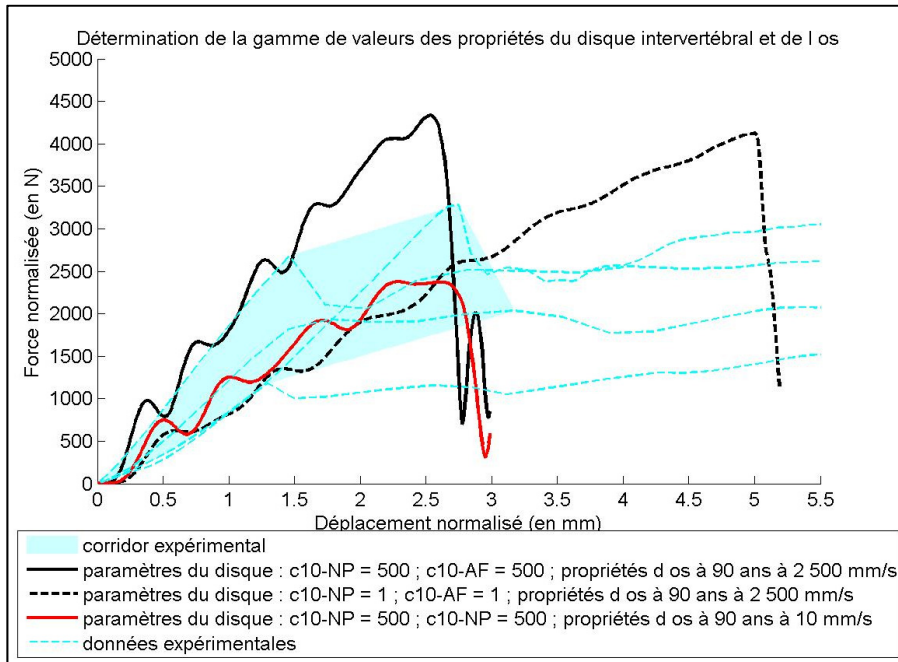


Figure 3.13 Courbes force-déplacement normalisées pour différentes valeurs de propriétés du disque intervertébral et d'os et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille »

En utilisant les propriétés de l'os estimées à 90 ans pour une vitesse de 10 mm/s (courbe en rouge), la courbe force-déplacement obtenue est incluse dans le corridor expérimental, contrairement à celles obtenues avec les propriétés d'os à 90 ans à 2500 mm/s. La rupture est toutefois moins nette avec les propriétés à 10 mm/s qu'avec les propriétés à 2500 mm/s. De plus, dans le cas du jeu de propriétés à 10 mm/s, les propriétés du disque choisies sont celles donnant le déplacement à la rupture le plus faible d'après l'analyse précédente (voir Figure 3.12). Par conséquent, toute la région du corridor expérimental correspondant à des déplacements à la rupture inférieurs au déplacement à la rupture obtenu ne semble pas pouvoir être atteinte (zone bleue claire à gauche de la courbe rouge). Enfin, le choix des propriétés de l'os semble avoir une influence importante sur le comportement à la rupture du segment. Par conséquent, les propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical estimées à 90 ans à 10 mm/s seront utilisées pour la suite de l'étude. D'après la Figure 3.12, la gamme de valeurs des coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$  sera [1 ; 500].

### 3.2.5 Plan de tri

Maintenant que le choix des paramètres permettant de modéliser la dégénérescence a été fait et que les gammes de valeurs de ces paramètres sont connues, l'influence de ces derniers sur le comportement à la rupture du segment peut être déterminée. La méthode suivie ainsi que les résultats obtenus sont détaillés dans les sections suivantes.

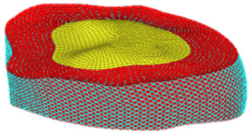
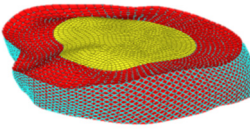
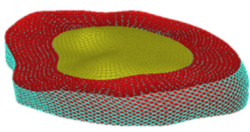
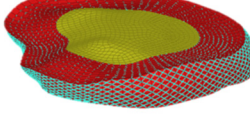
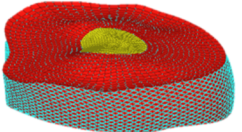
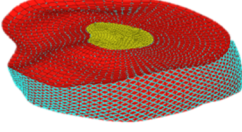
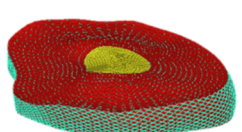
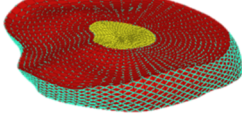
#### 3.2.5.1 Méthode de tri

Pour ce faire, un plan de tri est réalisé sous la forme d'un plan d'expérience factoriel de cinq facteurs à deux modalités. Un plan factoriel complet à trente-deux simulations a été choisi, afin de distinguer tous les effets (Clément, 2016). Une synthèse des facteurs et de leur gamme de valeurs est réalisée dans le Tableau 3.3. Les quatre géométries des disques intervertébraux sont présentées dans le Tableau 3.4. Par la suite, une simulation additionnelle a été réalisée, où chacun des paramètres prend la valeur au centre de sa gamme de valeur, soit 250 pour les coefficients  $c_{10-AF}$  et  $c_{10-NP}$ , 15% pour la perte de hauteur, 45% pour le rapport d'homothétie entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux et 0,3975 pour le coefficient de Poisson du noyau pulpeux. Cette simulation a pour but de déterminer si au moins un des facteurs du plan de tri a un effet non-linéaire. Cependant, elle ne permet ni de quantifier cet effet ni d'identifier le ou les facteurs correspondants.

Tableau 3.3 Synthèse des paramètres du plan de tri

|   | Valeur basse | Valeur haute |
|---|--------------|--------------|
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> du noyau pulpeux (<math>c_{10-NP}</math>)</b>                  | 1            | 500          |
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> de la matrice de l'anneau fibreux (<math>c_{10-AF}</math>)</b> | 1            | 500          |
| <b>Perte de hauteur du disque</b>   | 0%           | 30%          |
| <b>Rapport d'homothétie entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux dans le plan transversal</b>   | 30%          | 60%          |
| <b>Coefficient de Poisson du noyau pulpeux</b>  | 0,30         | 0,495        |

Tableau 3.4 Synthèse des différentes géométries du plan de tri

|   | <b>Modèles avec des disques<br/>intervertébraux sans perte<br/>de hauteur</b>  | <b>Modèles avec des disques<br/>intervertébraux avec une<br/>perte de hauteur de 30%</b>   |
|---|--|--|
| <b>Modèles avec un rapport<br/>d'homothétie de 60% entre<br/>le noyau pulpeux et<br/>l'anneau fibreux</b> |  T11-T12<br> T12-L1    |  T11-T12<br> T12-L1    |
| <b>Modèles avec un rapport<br/>d'homothétie de 30% entre<br/>le noyau pulpeux et<br/>l'anneau fibreux</b> |  T11-T12<br> T12-L1 |  T11-T12<br> T12-L1 |

Les conditions de chargement sont identiques à celles décrites dans la section 3.2.4.2. Les simulations ont été menées jusqu'à la rupture et les paramètres de sortie sont les valeurs de forces et de déplacements à la rupture, normalisées selon la méthode décrite dans la section 3.2.4.2. Wagnac et al. (2017) ont également décrit les valeurs de l'énergie à la rupture et de raideur du segment vertébral. Cependant, ces paramètres étant dépendants de la force et du déplacement à la rupture, ils n'ont pas été considérés dans cette section. Des analyses statistiques ont été menées sur les résultats avec Statistica V7 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA) et ont été représentées sous la forme de tables ANOVA, de diagrammes de Pareto et de graphiques des résidus. L'effet des facteurs ou de leurs interactions est considéré significatif pour une valeur de  $p$  inférieure à 0,05.

### 3.2.5.2 Résultats

Les courbes force-déplacement normalisées sont présentées sur la Figure 3.14 selon les quatre géométries testées. Ainsi, au moins deux groupes se distinguent selon les valeurs de déplacement à la rupture. De plus, les courbes force-déplacement normalisées de certaines simulations sont incluses dans le corridor expérimental de Wagnac et al. (2017). Ceci confirme que les gammes de valeurs des propriétés choisies permettent la détermination d'un jeu de propriétés en accord avec les données expérimentales.

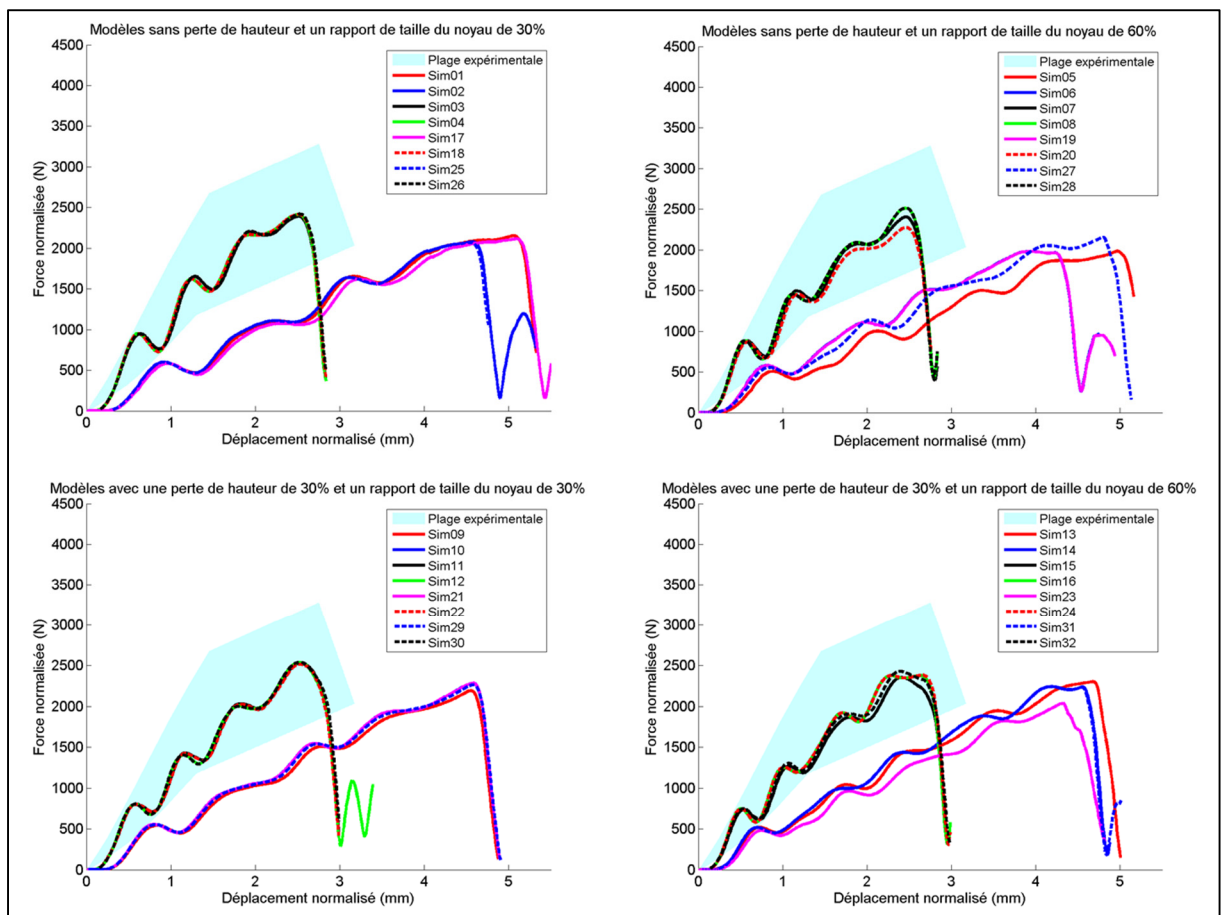


Figure 3.14 Synthèse des courbes force-déplacement normalisées des différentes simulations du plan de tri et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille »

Les graphiques des résidus relatifs à la force à la rupture et au déplacement à la rupture sont présentés à la Figure 3.15 et à la Figure 3.16. La simulation centrale n'est pas incluse dans

ces graphiques. Dans les deux cas, la distribution des résidus est assimilée à une loi normale (voir Figure 3.15a) et Figure 3.16a)) et aucune donnée aberrante n'est visuellement remarquée. De plus, les résidus ne présentent pas de structure particulière lorsqu'ils sont observés selon le numéro de la simulation (voir Figure 3.15b) et Figure 3.16b)), ni selon les valeurs prédites (voir Figure 3.15c) et Figure 3.16c)). Concernant la Figure 3.16c) deux groupes se distinguent, correspondant aux deux groupes de courbes visibles sur la Figure 3.14 selon les valeurs de déplacement à la rupture. Par conséquent, le modèle statistique utilisé semble valide (Montgomery, 2005). Par ailleurs, les graphiques de la Figure 3.15d) et de la Figure 3.16d) ne montrent aucune structure spécifique et les points sont également répartis autour des deux droites. Enfin, les valeurs des coefficients  $R^2$  sont élevées dans les deux cas (0,99343 pour le déplacement à la rupture et 0,92388 pour la force à la rupture). Par conséquent, les résultats du plan semblent valides.



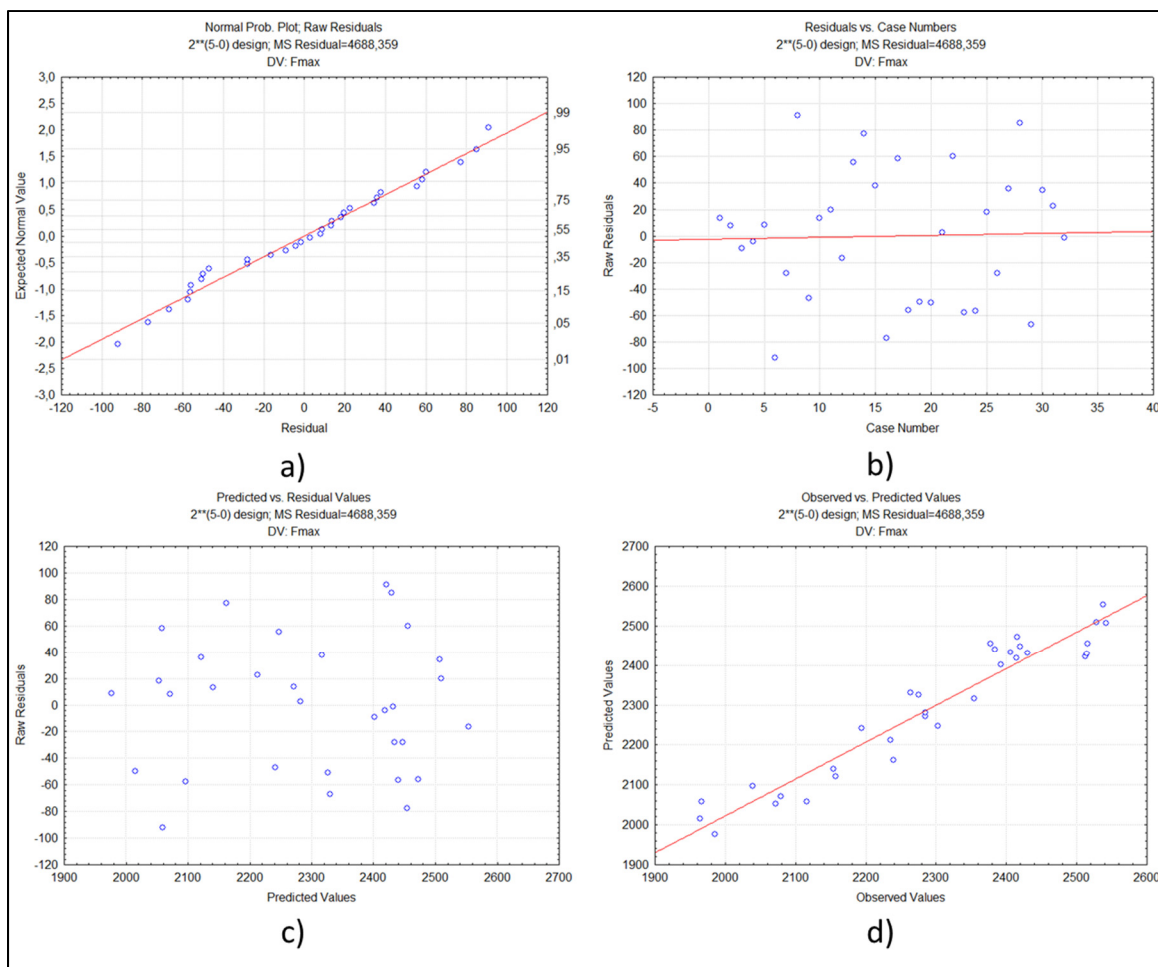


Figure 3.15 Graphiques des résidus concernant la force à la rupture : a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons, c) étude de la variance et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées

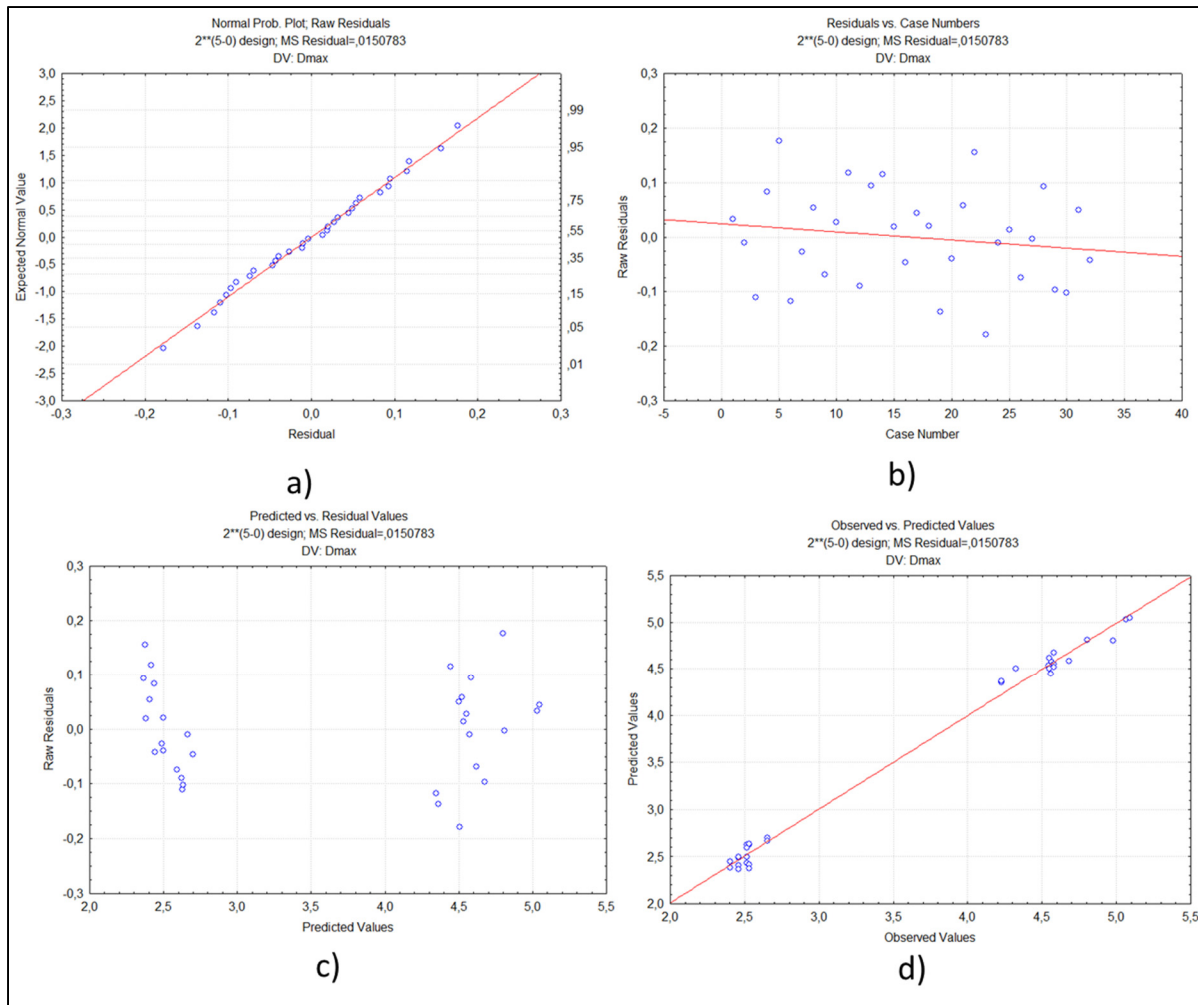


Figure 3.16 Graphiques des résidus concernant le déplacement à la rupture :  
a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons,  
c) étude de la variance, et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées

Dans un premier temps, les effets principaux et les interactions doubles sont analysés, et l'effet de la courbure (qui traduit la présence de comportements non-linéaires) est étudié dans un second temps. Pour plus de concision, les diagrammes de Pareto sans l'effet de la courbure ne sont pas présentés alors que ceux incluant l'effet de la courbure sont représentés à la Figure 3.17 selon les valeurs de force et de déplacement à la rupture.

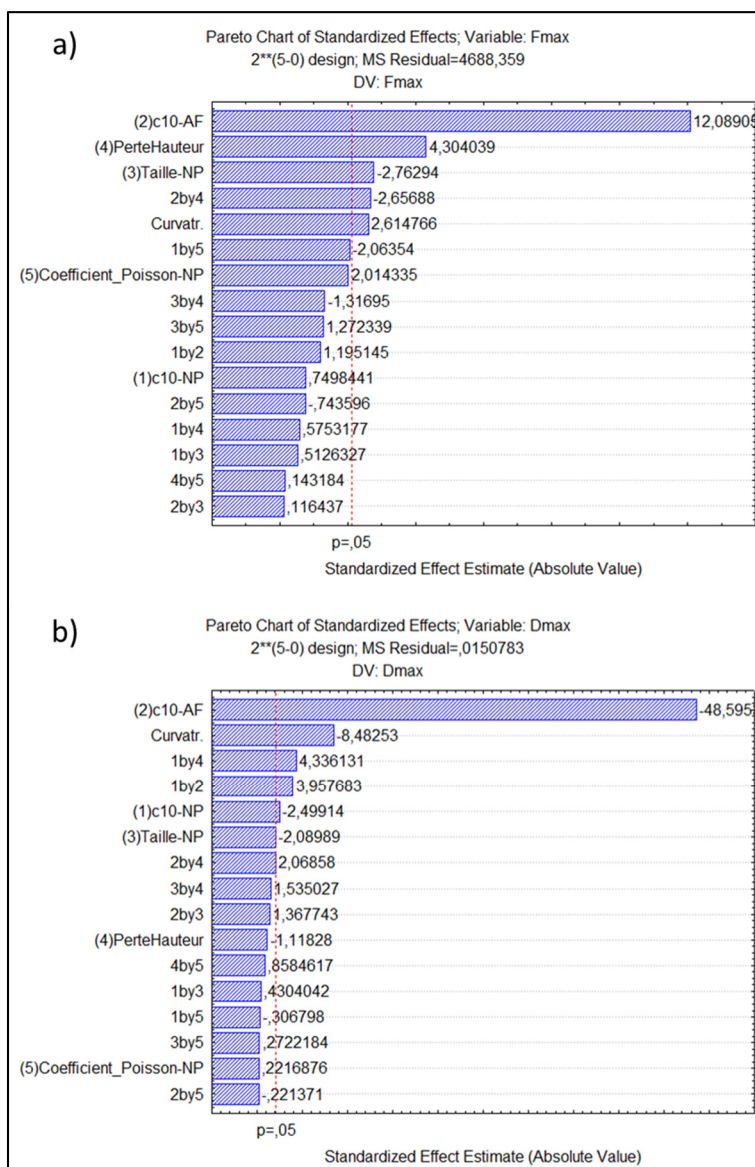


Figure 3.17 Diagramme de Pareto sur les valeurs  
a) de force à la rupture et b) de déplacement à la rupture

Par conséquent, les coefficients  $c_{10-AF}$ , la perte de hauteur, le rapport de taille du noyau pulpeux et l'interaction entre la perte de hauteur et le coefficient  $c_{10-AF}$  ont une influence significative sur la force à la rupture. Le déplacement à la rupture est significativement influencé par les coefficients  $c_{10-AF}$ ,  $c_{10-NP}$  ainsi que par les interactions entre le coefficient  $c_{10-NP}$  et la perte de hauteur et entre les coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$ . Par conséquent les facteurs à optimiser sont les coefficients  $c_{10-AF}$  et  $c_{10-NP}$  ainsi que la perte de hauteur et le rapport d'homothétie entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux. De plus, l'influence de la

courbure est significative aussi bien pour le déplacement que pour la force à la rupture. Le plan d'optimisation devra donc inclure les effets quadratiques.

### 3.3 Optimisation des paramètres sélectionnés

Le plan de tri effectué précédemment a permis de réduire le nombre de facteurs à optimiser en passant de cinq à quatre facteurs. L'influence du coefficient de Poisson du noyau pulpeux n'étant pas ressortie significative, la valeur de ce paramètre ne sera pas modifiée par rapport à celle du modèle SM2S et est donc fixée à 0,495.

#### 3.3.1 Méthode d'optimisation

Afin d'optimiser les facteurs sélectionnés précédemment, un plan d'expériences de quatre facteurs à trois modalités (codées par les valeurs -1, 0 et +1) est généré à l'aide de Statistica V7 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA) et réalisé. Ce plan nécessite un total de vingt-sept simulations. Les gammes de valeurs des coefficients  $c_{10-AF}$  et  $c_{10-NP}$  du disque intervertébral ont été réduites à l'intervalle [1 ; 126] car des simulations supplémentaires ont montré que des variations de ces paramètres entre 126 et 500 avaient peu d'effet sur la réponse du segment. La correspondance entre les valeurs codées et les valeurs réelles des facteurs est synthétisée dans le Tableau 3.5.

Tableau 3.5 Correspondance entre les valeurs codées et les valeurs réelles du plan d'optimisation factoriel  $3^{4-1}$

|   | <b>Valeur<br/>codée -1</b> | <b>Valeur<br/>codée 0</b> | <b>Valeur<br/>codée +1</b> |
|---|----------------------------|---------------------------|----------------------------|
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> du noyau pulpeux <math>c_{10-NP}</math></b>                  | 1                          | 63,5                      | 126                        |
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> de la matrice de l'anneau fibreux <math>c_{10-AF}</math></b> | 1                          | 63,5                      | 126                        |
| <b>Perte de hauteur du disque</b>   | 0%                         | 15%                       | 30%                        |
| <b>Rapport d'homothétie entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux dans le plan transversal</b> | 30%                        | 45%                       | 60%                        |

Les conditions de chargement sont les mêmes que précédemment. Les données de Wagnac et al. (2017) ont à nouveau été utilisées pour déterminer un jeu de paramètres approximant de manière suffisante ces résultats expérimentaux. Les variables de sortie de ce plan d'expérience sont donc les valeurs normalisées de la force et du déplacement à la rupture ainsi que de l'énergie à la rupture et de la raideur de la courbe. La valeur des deux derniers paramètres est déterminée à partir des courbes force-déplacement normalisées selon la méthode décrite dans la section 3.2.4.2. L'énergie à la rupture normalisée est déterminée en calculant l'aire sous la courbe normalisée jusqu'à la rupture. La raideur du segment est calculée de deux manières, soient en utilisant l'équation (3.7) (comme effectué par Wagnac et al. (2011)), et en prenant la pente d'une régression linéaire réalisée sur la courbe force-déplacement (voir Figure 3.18).

$$k = \frac{F_{0,5} - F_{0,25}}{D_{0,5} - D_{0,25}} \quad (3.7)$$

Où  $k$  est la raideur (en N/mm),  $D_{0,5}$  et  $D_{0,25}$  correspondent respectivement aux valeurs normalisées de déplacement (en mm) à 50% et 25% du déplacement à la rupture normalisé et  $F_{0,5}$  et  $F_{0,25}$  sont les valeurs normalisées de force (en N) correspondant à ces déplacements respectifs. Les données expérimentales de moyennes et d'écart-type sont utilisées pour calculer des intervalles cibles définis comme [moyenne – écart-type ; moyenne + écart-type]. Les intervalles obtenus pour les valeurs normalisées de force, de déplacement et d'énergie à la rupture ainsi que de raideur sont respectivement [1358 N – 3662 N], [1,0 mm – 2,8 mm], [0,4 J - 5,2 J] et [1130 N/mm – 2302 N/mm] (Wagnac et al., 2017). Une fois le plan réalisé, les résultats sont analysés sous Statistica V7 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA) de la même manière que dans le plan de tri.

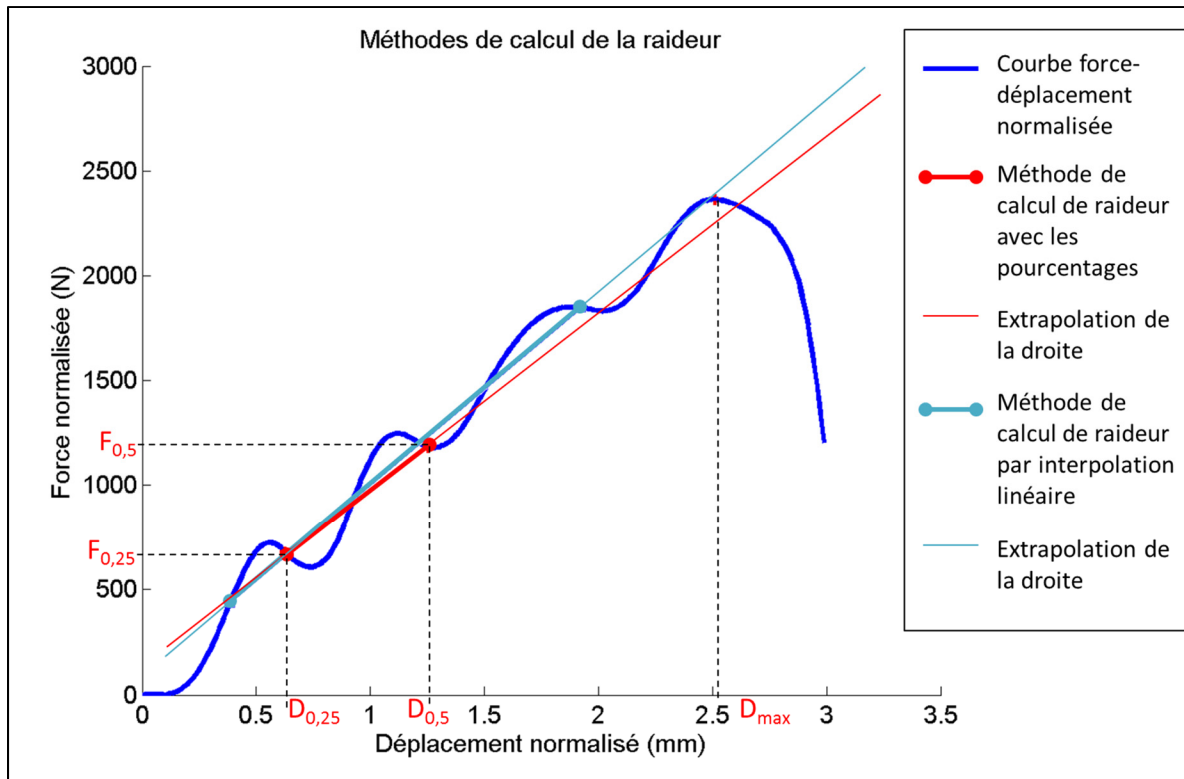


Figure 3.18 Présentation des deux méthodes de calcul de la raideur

### 3.3.2 Résultats

Les graphiques de résidus sont insérés et détaillés dans l'ANNEXE III. Les courbes force-déplacement normalisées obtenues, dépendamment de la perte de hauteur modélisée, sont présentées à la Figure 3.19. Comme dans le plan de tri (voir section 3.2.5), deux groupes de courbes sont visibles selon les valeurs du déplacement à la rupture.

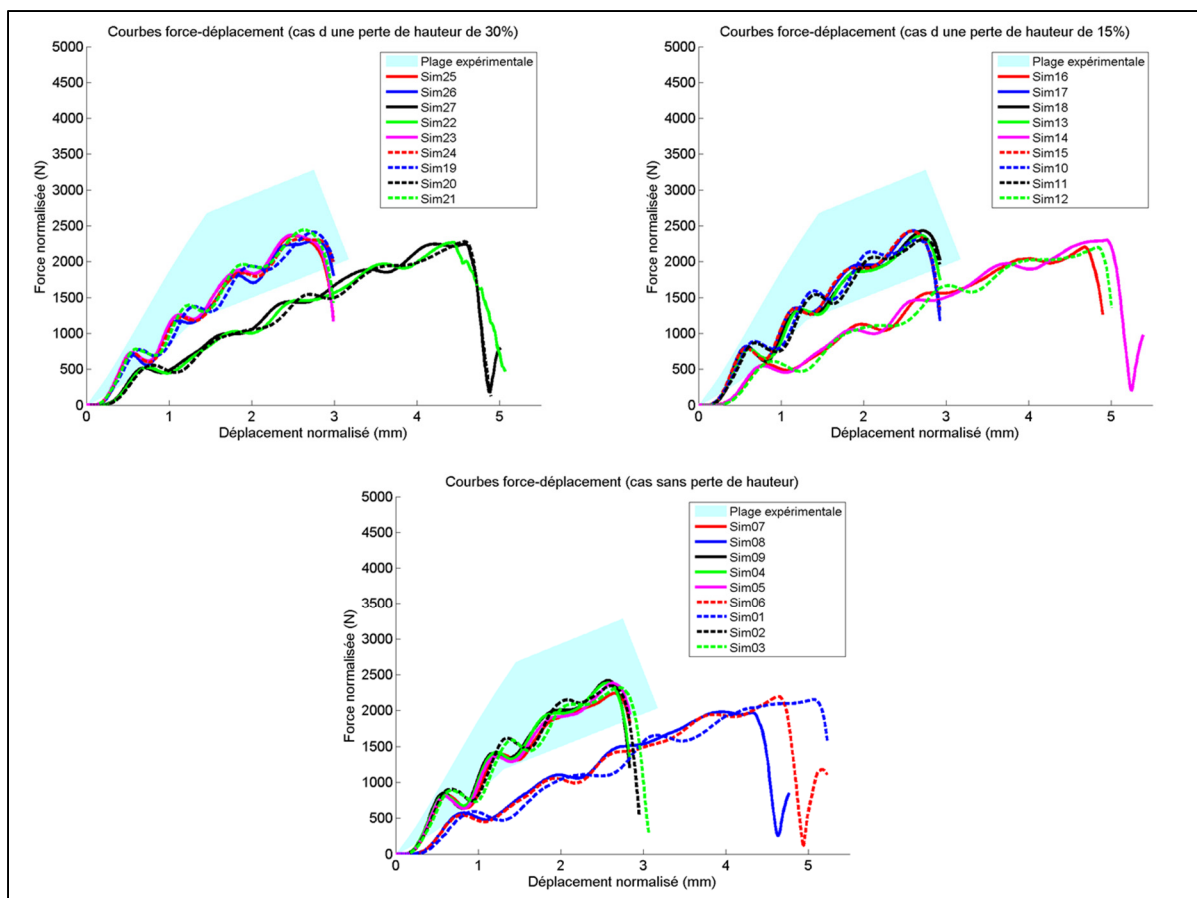


Figure 3.19 Courbes force-déplacement normalisées du plan d'optimisation selon la perte de hauteur modélisée et comparaison avec les données expérimentales de Wagnac et al. (2017) pour les segments T11-L1 « avec des ostéophytes de petite taille »

Aucune des raideurs obtenues n'est incluse dans les gammes expérimentales de Wagnac et al. (2017), les valeurs étant toutes trop faibles. En effet, la région gauche du corridor expérimental correspond aux courbes force-déplacement normalisées présentant des raideurs importantes. Cependant, aucune des courbes force-déplacement normalisées produites lors des simulations ne se situe dans cette région. Ces résultats pourraient être expliqués par les choix faits pour modéliser la dégénérescence ou par les propriétés osseuses choisies. Par conséquent, la raideur ne sera pas conservée pour la suite de cette étude et cet aspect sera de nouveau abordé dans la section 5.1.2. Au contraire, les valeurs de force à la rupture de toutes les simulations sont incluses dans les gammes de valeurs expérimentales [1358 N; 3662 N] (Wagnac et al., 2017). Par conséquent, la force à la rupture est un facteur peu restrictif sur le choix des valeurs des paramètres. Neuf et huit simulations ont donné respectivement des

valeurs de déplacement et d'énergie à la rupture à l'extérieur des gammes de valeurs expérimentales [1 mm; 2,8 mm] et [0,4 J; 5,2 J] (Wagnac et al., 2017). Ainsi, le déplacement à la rupture est le paramètre le plus restrictif. Il est cohérent que l'inclusion dans les gammes de valeurs de déplacement et d'énergie à la rupture donne des résultats similaires car l'énergie n'est pas indépendante du déplacement à la rupture. De plus, la gamme de valeurs expérimentale de l'énergie à la rupture étant très étendue ([0,4 J; 5,2 J]), ce critère est moins sélectif que celui du déplacement à la rupture dont l'étendue de la gamme de valeurs est plus restreinte ([1 mm; 2,8 mm]).

Par la suite, une analyse de désirabilité a été menée sous Statistica V7 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA). L'objectif principal était d'obtenir des valeurs de force, de déplacement et d'énergie à la rupture incluses dans les gammes de valeurs expérimentales de Wagnac et al. (2017) tout en visant les valeurs moyennes de ces paramètres. Ainsi, les valeurs extrêmes des gammes de valeurs ont été codées par les valeurs 0,5 et les valeurs moyennes par la valeur 1, comme synthétisé dans le Tableau 3.6.

Tableau 3.6 Synthèse des fonctions de désirabilité

|  | <b>Borne inférieure de la<br/>gamme de valeur<br/>expérimentale (valeur<br/>moyenne – écart-type)</b> | <b>Borne supérieure de la<br/>gamme de valeur<br/>expérimentale (valeur<br/>moyenne + écart-type)</b> | <b>Valeur<br/>moyenne</b> |
|--|---|---|---------------------------|
| <b>Force à la rupture (N)<br/>(Wagnac et al., 2017)</b>            | 1358  | 3662  | 2510                      |
| <b>Déplacement à la<br/>rupture (mm)<br/>(Wagnac et al., 2017)</b> | 1,0   | 2,8   | 1,9                       |
| <b>Énergie à la rupture (J)<br/>(Wagnac et al., 2017)</b>          | 0,4   | 5,2   | 2,8                       |
| <b>Codage de la désirabilité</b>                                   | 0,5   | 0,5   | 1                         |



Les résultats de l'étude de désirabilité sont représentés à la Figure 3.20. Ainsi, selon la fonction de désirabilité indiquée ci-dessus, les valeurs optimales de ces paramètres sont 94,75 pour les coefficients  $c_{10-NP}$  et  $c_{10-AF}$ , une perte de hauteur de 30% et un rapport d'homothétie de 52,5% entre l'anneau fibreux et le noyau pulpeux. Par conséquent, ce jeu de paramètres sera choisi pour modéliser un disque dégénéré correspondant à un degré III ou IV sur l'échelle de Thompson et al. (1990).

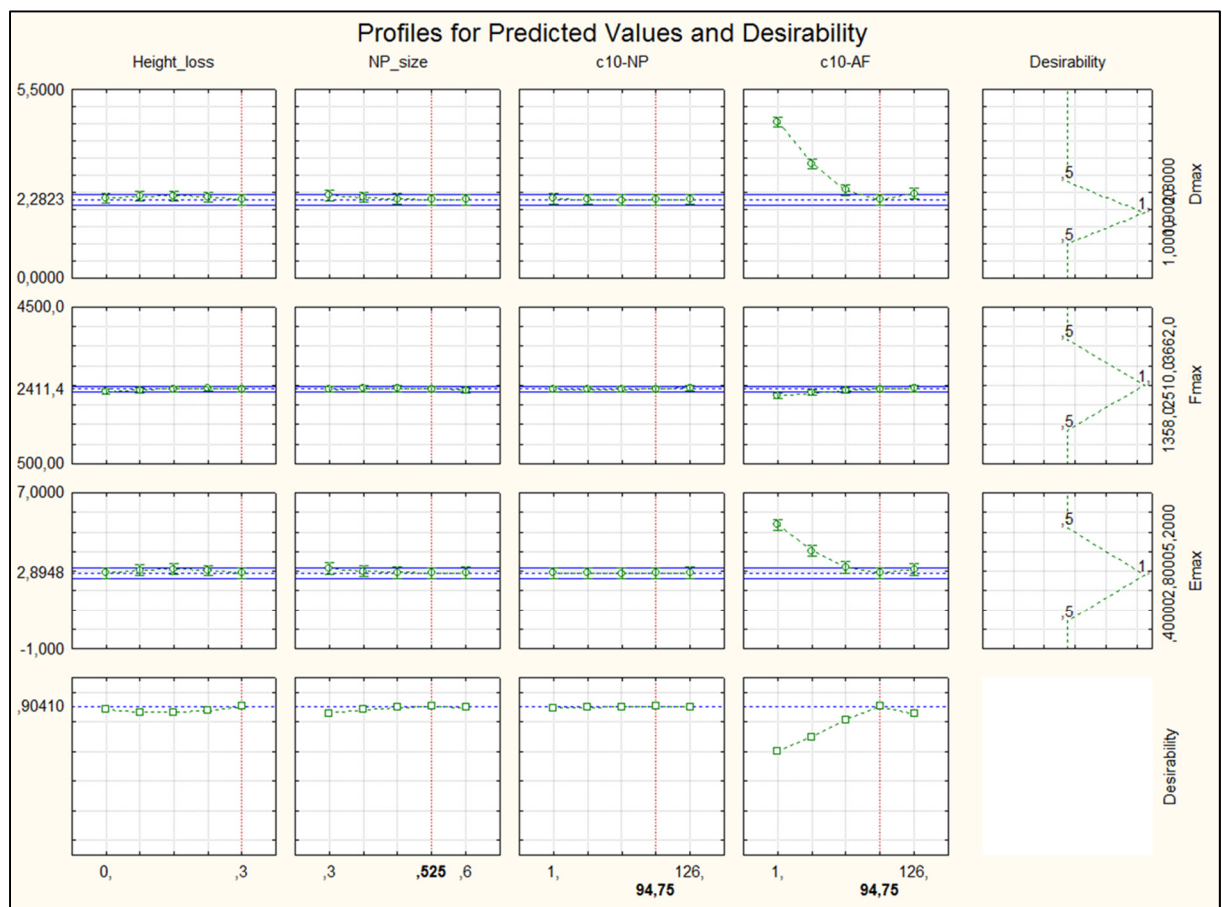


Figure 3.20 Résultats de l'étude de désirabilité



## **CHAPITRE 4**

### **ANALYSE DES EFFETS SIMPLES ET COMBINÉS DE LA DÉGÉNÉRESCENCE ET DE LA PERTE DE QUALITÉ OSSEUSE**

L'objectif principal du projet est de déterminer les effets isolés et combinés de la dégénérescence des disques intervertébraux et de la perte de qualité osseuse des vertèbres sur les mécanismes de fracture. Les phases précédentes ayant permis de modéliser un disque intervertébral dégénéré, il est maintenant possible de répondre plus précisément à cet objectif grâce aux résultats obtenus et détaillés dans cette section.

#### **4.1 Méthodes**

Pour répondre à cet objectif, l'effet de la dégénérescence a été étudié au travers de trois degrés de dégénérescence : un disque sain, un disque légèrement dégénéré (estimé de degré II selon la classification de Thompson et al. (1990)) et un disque dégénéré (de degré III ou IV selon la classification de Thompson et al. (1990)). Le disque dégénéré correspond au modèle de disque déterminé dans le chapitre précédent (voir CHAPITRE 3). Un stade de dégénérescence légère a également été analysé en utilisant les propriétés déterminées en compression dynamique à haute vitesse (Wagnac et al., 2012; Wagnac et al., 2011). Si le degré de dégénérescence de ce disque n'est pas indiqué dans ces deux études, sa calibration se base notamment sur le comportement de segments vertébraux de spécimens âgés de 45 ans (Duma, Kemper, McNeely, Brolinson, & Matsuoka, 2006). Au vu de la revue de la littérature réalisée précédemment, une légère dégénérescence semble réaliste (voir section 1.3). La géométrie décrite par Wagnac et al. (2011) a également été utilisée. Enfin, un disque sain a été modélisé en utilisant la même géométrie que celle du disque légèrement dégénéré, car cette dernière varie peu lors des premiers stades de dégénérescence. Les propriétés des matériaux du disque sain ont été extrapolées à partir de celles des deux autres modèles de disques, à l'aide d'une régression linéaire. Une synthèse de la modélisation des différents stades de dégénérescence est réalisée dans le Tableau 4.1 ci-dessous.

Tableau 4.1 Synthèse des propriétés des disques intervertébraux pour les trois degrés de dégénérescence

|  | <b>Disque sain</b> | <b>Disque légèrement dégénéré<br/>(Wagnac et al., 2012; Wagnac et al., 2011)</b> | <b>Disque dégénéré</b> |
|--|--------------------|--|------------------------|
| <b>Perte de hauteur du disque</b>  | 0%                 | 0%   | 30%                    |
| <b>Rapport d'homothétie entre le noyau pulpeux et l'anneau fibreux</b>   | 60%                | 60%  | 52,5%                  |
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> du noyau pulpeux</b>                  | 26,7               | 31,8   | 94,8                   |
| <b>Coefficient <math>c_{01}</math> du noyau pulpeux</b>                  | 6,7                | 8,0  | 23,7                   |
| <b>Coefficient de Poisson du noyau pulpeux</b>                           | 0,495              | 0,495  | 0,495                  |
| <b>Coefficient <math>c_{10}</math> de la matrice de l'anneau fibreux</b> | 5,0                | 11,8   | 94,8                   |
| <b>Coefficient <math>c_{01}</math> de la matrice de l'anneau fibreux</b> | 1,3                | 2,9  | 23,7                   |
| <b>Coefficient de Poisson de la matrice de l'anneau fibreux</b>          | 0,45               | 0,45   | 0,45                   |

Par ailleurs, l'effet de la perte de qualité osseuse sur le comportement du segment vertébral a également été étudié au travers de trois qualités osseuses différentes. Les jeux de propriétés déterminés par Garo (2010) à 10 mm/s à 20 ans et à 40 ans ainsi que l'extrapolation de ces propriétés pour un âge de 90 ans (voir ANNEXE II) sont utilisés. Par la suite, ces jeux de propriétés seront référencés respectivement sous les termes *sans perte de qualité osseuse* (ou *perte de qualité osseuse nulle*), *perte de qualité osseuse faible* et *perte de qualité osseuse importante*. L'âge de 90 ans a été conservé suite à son utilisation précédemment pour la modélisation du disque intervertébral dégénéré. De plus, dans le but d'établir des correspondances entre le vieillissement des disques et celui des vertèbres, l'âge de 20 ans a

été sélectionné car à cet âge, la dégénérescence des disques est peu présente (Miller et al., 1988). Modéliser des vertèbres plus jeunes aurait posé d'autres problèmes tel que la croissance des individus qui n'est pas complètement terminée. Les propriétés osseuses des trois degrés de perte de qualité osseuses sont indiquées dans l'ANNEXE IV.

Toutes les combinaisons possibles de dégénérescence et de perte de qualité osseuse ont été réalisées, résultant en un total de neuf simulations. Les mêmes conditions de chargement que précédemment ont été appliquées en plaçant la moitié supérieure de la vertèbre T11 et la moitié inférieure de la vertèbre L1 en corps rigides. Tous les mouvements du corps rigide de la vertèbre L1 ont été bloqués, alors que seules les rotations de celui de la vertèbre T11 ont été empêchées. Une vitesse de compression de 1 m/s a été appliquée au corps rigide de la vertèbre T11 sur la direction formée par les centres du plateau vertébral supérieur de la vertèbre T11 et celui du plateau vertébral inférieur de la vertèbre L1, ce qui s'approche de l'axe crânial-caudal.

Dans un premier temps, les effets de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur la rupture ont été étudiés au travers des valeurs de temps, de force, de déplacement et d'énergie à la rupture. L'énergie à la rupture a été calculée comme précédemment avec la valeur de l'aire sous la courbe au moment de la rupture.

Dans un deuxième temps, les lieux d'initiation de fracture et les patrons de fracture observés au niveau des vertèbres ont été analysés. Afin d'apporter une précision supplémentaire à la compréhension des mécanismes de rupture, les déformations dans les vertèbres ont également été étudiées. En effet, un élément des vertèbres est supprimé lorsque sa déformation atteint la valeur de la déformation à la rupture imposée dans les propriétés de sa loi de comportement. Ainsi, plus la déformation d'un élément est élevée, plus l'élément est proche de la rupture. L'objectif était de déterminer, entre plusieurs modèles, l'évolution globale des déformations (donc du chargement) dans la vertèbre. Par conséquent, il a été choisi d'analyser la somme des déformations des éléments contenus dans chacune des régions des vertèbres définies dans le modèle SM2S (voir Figure 3.2). Ces sommes ont

ensuite été normalisées par rapport au volume de la région considérée, pour ne pas fausser les interprétations, et exprimées relativement à l'ensemble des déformations dans la vertèbre. L'équation (4.1) donne les valeurs des proportions volumiques  $p_v$  des sommes des déformations plastiques dans chacune des régions, avec  $\varepsilon_{p\_r\acute{e}gion}$  la déformation plastique d'un élément de la région d'intérêt,  $V_{r\acute{e}gion}$  le volume de la région d'intérêt et  $N$  le nombre de régions d'intérêt dans la vertèbre.

$$p_{v\_r\acute{e}gion} = \frac{\frac{\sum \varepsilon_{p\_r\acute{e}gion}}{V_{r\acute{e}gion}}}{\sum_N \left( \frac{\sum \varepsilon_{p\_r\acute{e}gion}}{V_{r\acute{e}gion}} \right)} \quad (4.1)$$

Les valeurs des déformations ont été extraites juste avant la suppression des premiers éléments dans les vertèbres afin que la comparaison des modèles puisse s'effectuer sur des bases communes. Pour finir sur les fractures, le temps nécessaire pour qu'un total de 100 éléments soit supprimé (à compter de la suppression du premier élément) est calculé et comparé entre chaque combinaison. Ce paramètre apporte des renseignements sur la rapidité de la fracture.

Dans un troisième temps, les contraintes, pressions et déformations dans le segment face à un même chargement extérieur ont été comparés. Fixer un des paramètres d'entrée (ici le chargement extérieur) permet ainsi une comparaison plus directe du comportement des segments. La vitesse de compression étant imposée en entrée, il a été décidé d'analyser l'effet d'une compression donnée, ce qui revient à comparer les segments à un temps donné. Ainsi, une comparaison a été réalisée après 2 ms de compression, correspondant à environ 2 mm de déplacement. Ce temps a été choisi pour permettre une compression suffisamment avancée sans toutefois mener à la rupture des premiers éléments osseux. Ainsi, les différents modèles peuvent tous être comparés dans des conditions similaires. Les contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux ainsi que les valeurs de pressions et de contraintes de Von Mises dans le noyau pulpeux ont été analysées. Les déformations dans le disque intervertébral, le noyau pulpeux et la matrice de l'anneau fibreux ont également été étudiées.

Les efforts aux interfaces entre les disques intervertébraux et les vertèbres ont également été analysés. Ils permettent en effet de fournir des informations sur les efforts transmis le long du segment vertébral. Ainsi, les efforts résultants à chacune des quatre interfaces disque-plateau vertébral du modèle (interfaces supérieures et inférieures des disques T11-T12 et T12-L1) ont été étudiés. Comme les efforts résultant aux interfaces peuvent subir de faibles oscillations au cours du temps, une régression linéaire de ces efforts au cours du temps a été réalisée sur la partie linéaire de la courbe (voir Figure 4.1). Les pentes des droites de régression ont été comparées entre les modèles. Pour toutes les variables étudiées, les pourcentages des différences exprimés dans le cas de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse ont été respectivement calculés entre un disque sain (référence) et un disque dégénéré ainsi qu'entre des vertèbres sans perte de qualité osseuse (référence) et avec une perte de qualité osseuse importante.

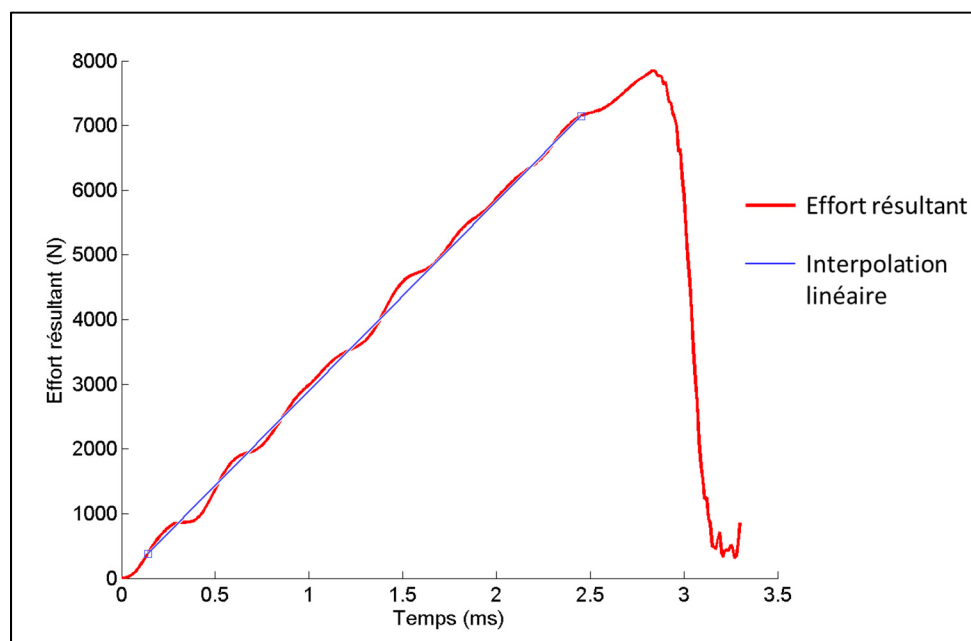


Figure 4.1 Exemple d'interpolation linéaire réalisée sur une courbe d'effort résultant à une interface du disque selon le temps

Finalement, une analyse statistique des différents paramètres a été menée sous la forme d'un plan d'expérience de deux facteurs à trois modalités. La dégénérescence discale a été

considérée comme linéairement répartie et codée avec les valeurs -1, 0 et 1 respectivement pour les disques sain, légèrement dégénéré et dégénéré. Au contraire, les trois degrés de perte de qualité osseuse (aucune, faible et importante), modélisés d'après les propriétés des matériaux aux âges de 20, 40 et 90 ans, ont été codés par les valeurs -1, -0,43 et 1. Ces valeurs permettent de prendre en compte la différence d'écart entre 20 ans et 40 ans et celle entre 40 ans et 90 ans. La validité du plan d'expérience et des résultats a été vérifiée, et les diagrammes de Pareto ainsi que les tables ANOVA ont été analysés.

## 4.2 Résultats

Les différents résultats obtenus ont été regroupés par thème et sont présentés dans les sections suivantes. Tout d'abord les résultats concernant les paramètres de rupture sont présentés suivis de ceux relatifs aux patrons de fracture et aux déformations de la vertèbre T12. Les résultats des contraintes et des déformations dans les disques ainsi que des pressions intra-discales sont ensuite abordés avant de terminer par les efforts transmis aux interfaces entre les disques intervertébraux et les vertèbres.

Concernant l'analyse statistique réalisée, la validité du plan d'expérience a été déterminée en analysant les éléments suivants pour chaque variable de sortie :

- graphique de la normalité des résidus,
- graphique des valeurs des résidus selon le numéro de la simulation,
- graphique des valeurs des résidus selon les valeurs prédites,
- graphique des valeurs prédites selon les valeurs observées,
- valeurs des coefficients de corrélation  $R^2$ .

Au total, 25 variables de sortie ont été analysées. Ainsi, à des fins de concision, les graphiques de résidus ne sont pas présentés. La même méthode d'analyse que celle utilisée dans la section 3.2.5.2 a été utilisée. Dans l'ensemble, la validité du plan d'expérience et des résultats est satisfaisante. Cependant, pour certaines variables de sortie, la distribution des résidus ne suit pas parfaitement une loi normale (voir Figure 4.2). Les variables de sortie



dont la distribution des résidus s'éloigne d'une loi normale sont les contraintes moyennes dans le noyau pulpeux, la proportion des déformations contenues dans la région supérieure postérieure de la vertèbre T12 ainsi que les pentes des efforts résultants au cours du temps aux interfaces du disque T12-L1. De plus, les résidus relatifs aux contraintes dans la matrice de l'anneau fibreux du disque T12-L1 et ceux de la proportion des déformations dans la région supérieure antérieure de la vertèbre T12 s'approchent d'une distribution normale sans toutefois la suivre parfaitement. La faible taille de l'échantillon (neuf simulations) pourrait être une explication à cela.

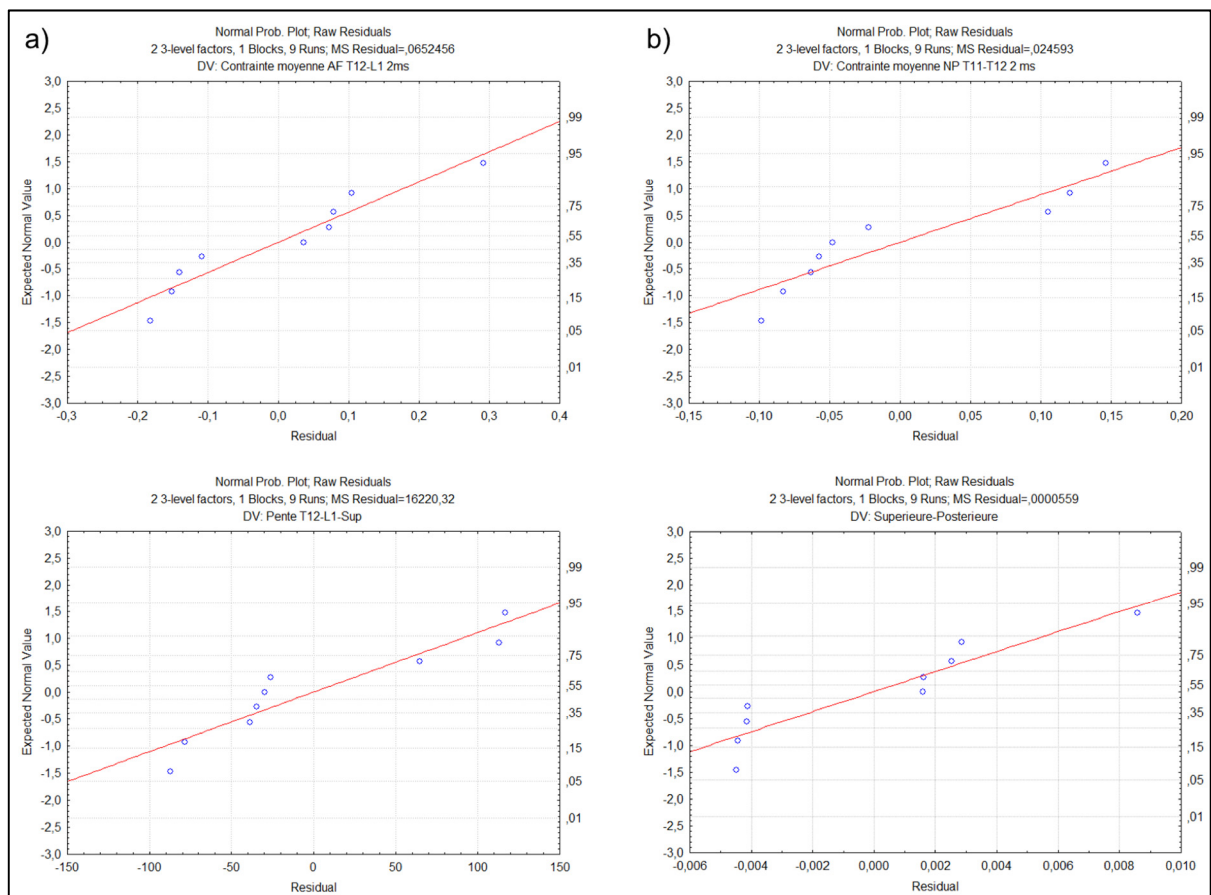


Figure 4.2 Graphiques de résidus dont la distribution s'éloigne de celle d'une loi normale :  
a) contrainte moyenne dans l'anneau fibreux du disque T12-L1 à 2ms, b) contrainte moyenne dans le noyau pulpeux du disque T11-T12 à 2 ms, c) pente de la droite de régression des efforts résultants à l'interface supérieure du disque T12-L1 et d) proportion des déformations plastiques volumiques contenues dans la région supérieure postérieure de la vertèbre T12

#### 4.2.1 Résultats sur les paramètres de rupture

La Figure 4.3 présente les courbes force-déplacement des neuf simulations réalisées. Les caractéristiques de ces courbes sont détaillées dans les paragraphes suivants.

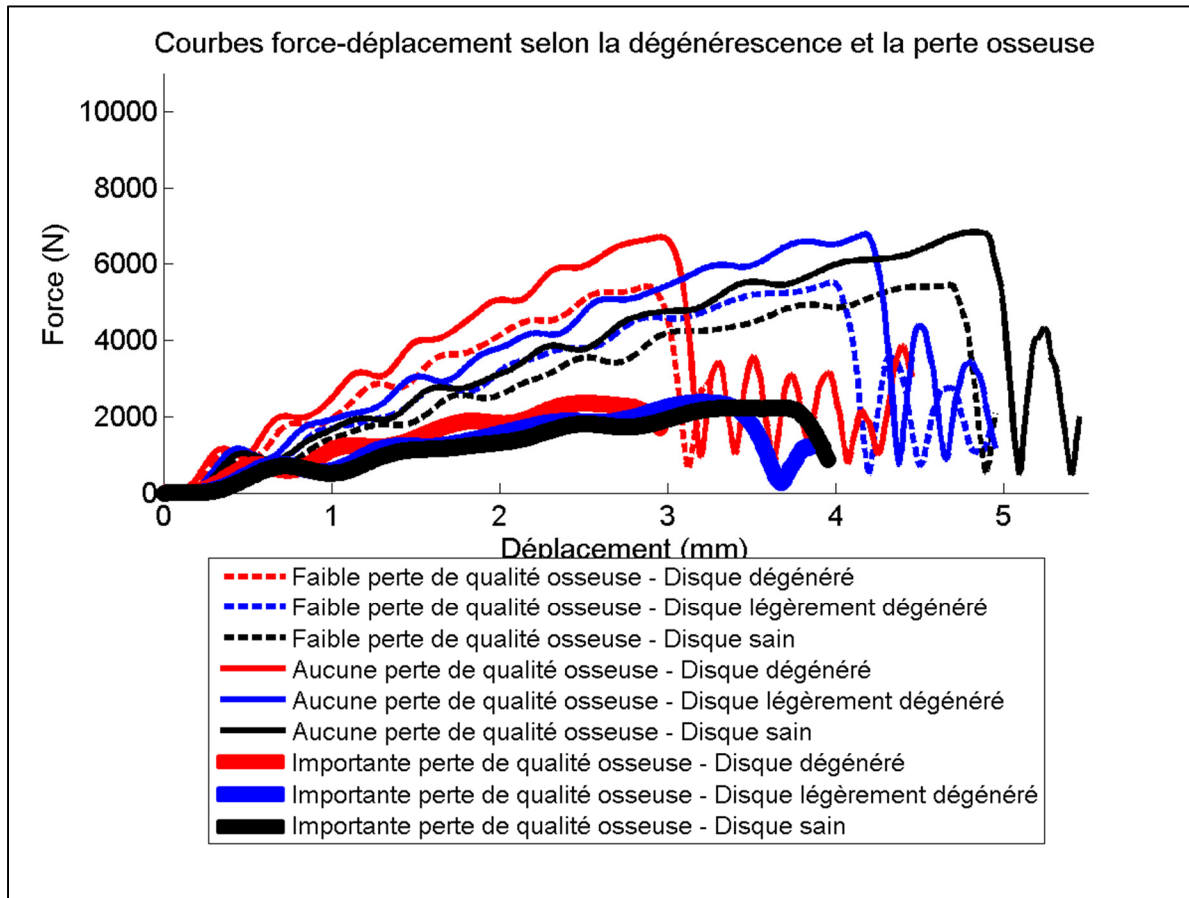


Figure 4.3 Courbes force-déplacement selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse

Avec la dégénérescence des disques intervertébraux, le déplacement à la rupture des vertèbres diminue de 30% à 40% dépendamment de la qualité de l'os (voir Figure 4.4a)). La perte de qualité osseuse réduit également le déplacement à la rupture de 15% à 25%. Le temps à la rupture selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse suit le même comportement avec des baisses de 30% à 40% avec la dégénérescence discale et de 15% à 25% avec la perte de qualité osseuse (voir Figure 4.4b)).

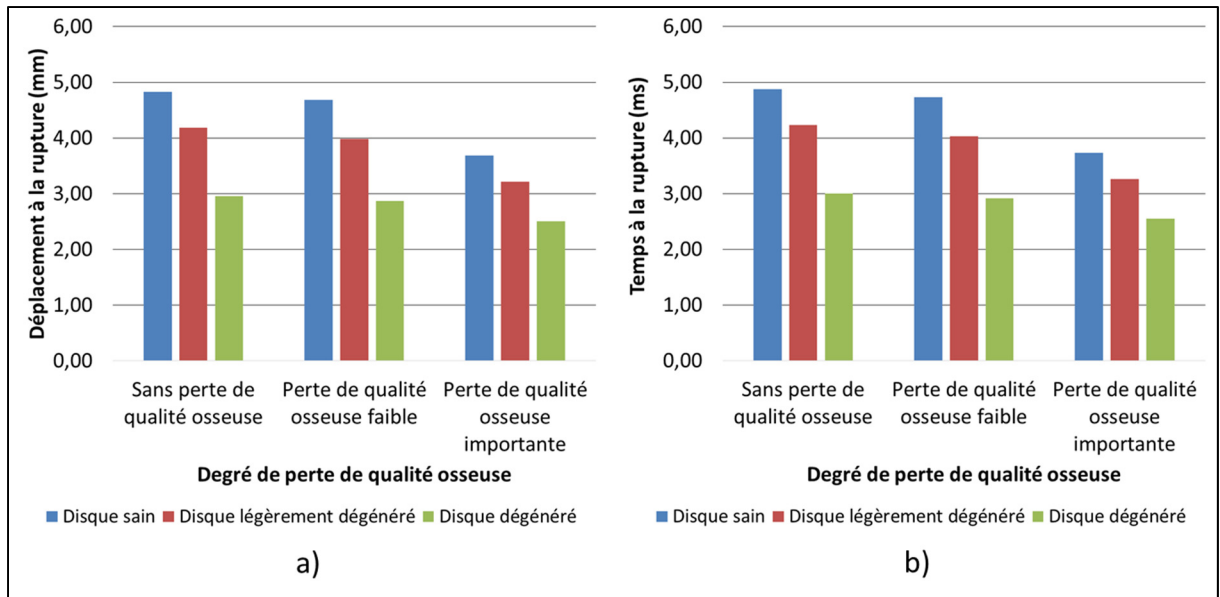


Figure 4.4 Évolution selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse  
a) du déplacement à la rupture et b) du temps à la rupture

L'analyse statistique menée met en avant les influences significatives de la dégénérescence (effets linéaire et quadratique), de la perte de qualité osseuse (effet linéaire) et de l'interaction linéaire entre ces deux facteurs sur le déplacement à la rupture ( $p < 0,05$ , voir Figure 4.5). Ainsi, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse induisent une diminution significative du déplacement à la rupture. Cette analyse n'a pas été menée sur le temps à la rupture car ce paramètre est dépendant du déplacement à la rupture et de la vitesse de compression imposée qui est fixe.

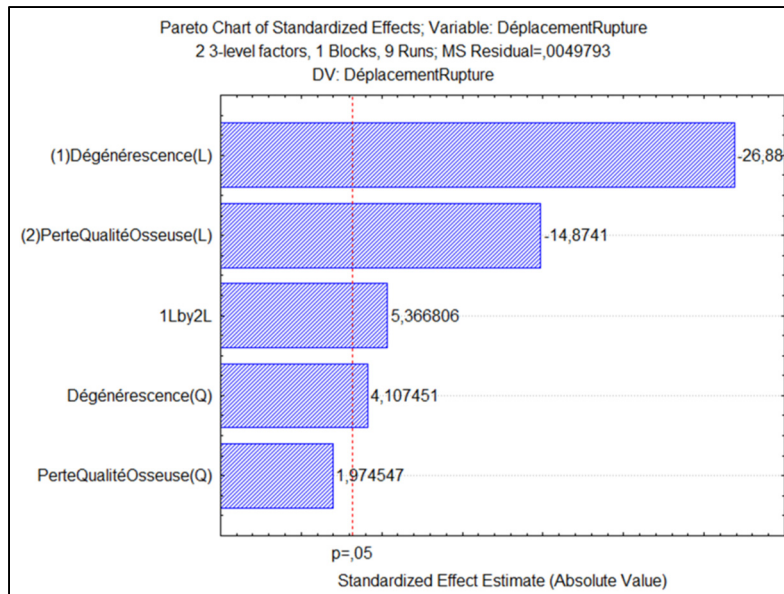


Figure 4.5 Diagramme de Pareto sur les valeurs du déplacement à la rupture

Au contraire, la dégénérescence n'a presque aucun effet sur la force à la rupture (voir Figure 4.6a)) avec des variations de ce paramètre inférieures à 7%. La perte de qualité osseuse diminue fortement la force à la rupture avec des réductions de cette dernière d'environ 65%. Enfin, en ce qui concerne l'énergie à la rupture, aussi bien la dégénérescence que la perte de qualité osseuse diminuent la valeur de ce paramètre respectivement de 30% à 40% et de 70% à 75% (voir Figure 4.6b)).

Le diagramme de Pareto (voir Figure 4.7a)) montre que l'effet linéaire de la perte de qualité osseuse et l'interaction linéaire entre la dégénérescence et la perte de qualité osseuse affectent significativement la force à la rupture du segment ( $p < 0,05$ ). Ainsi, la perte de qualité osseuse génère une diminution significative de la force à la rupture. Enfin, l'énergie à la rupture est significativement affectée par la dégénérescence et la perte de qualité osseuse (seuls les effets linéaires sont significatifs) et par l'interaction linéaire entre ces deux facteurs ( $p < 0,05$ , voir Figure 4.7b)). Les deux effets principaux diminuent alors significativement l'énergie à la rupture.

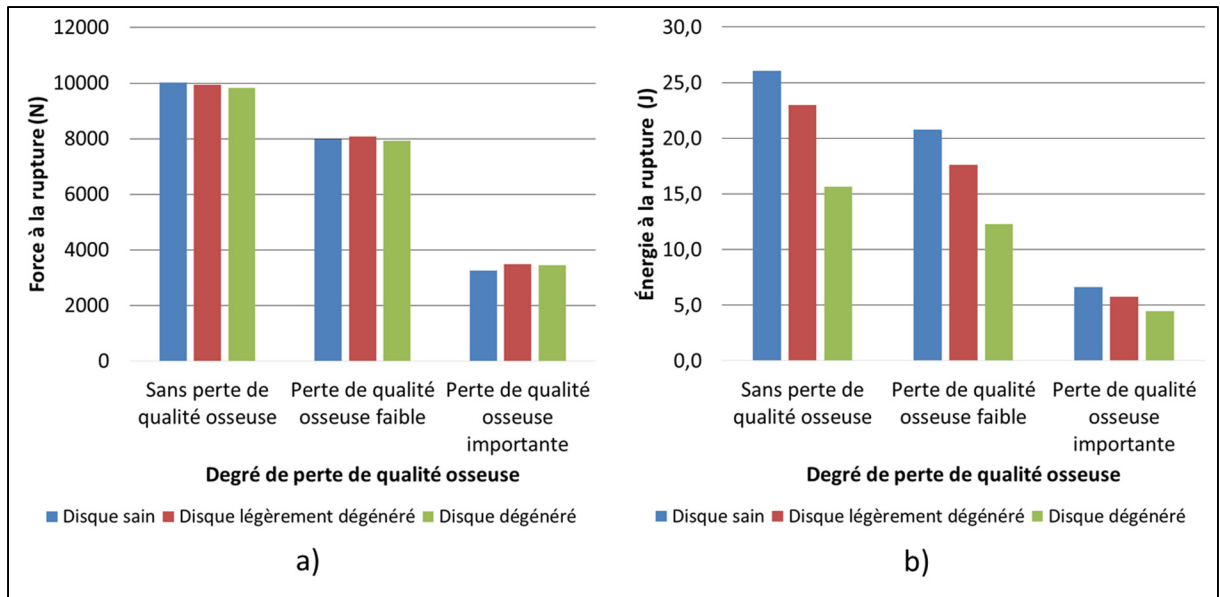


Figure 4.6 Évolution selon le degré de dégénérescence et de perte de qualité osseuse  
a) de la force à la rupture et b) de l'énergie à la rupture

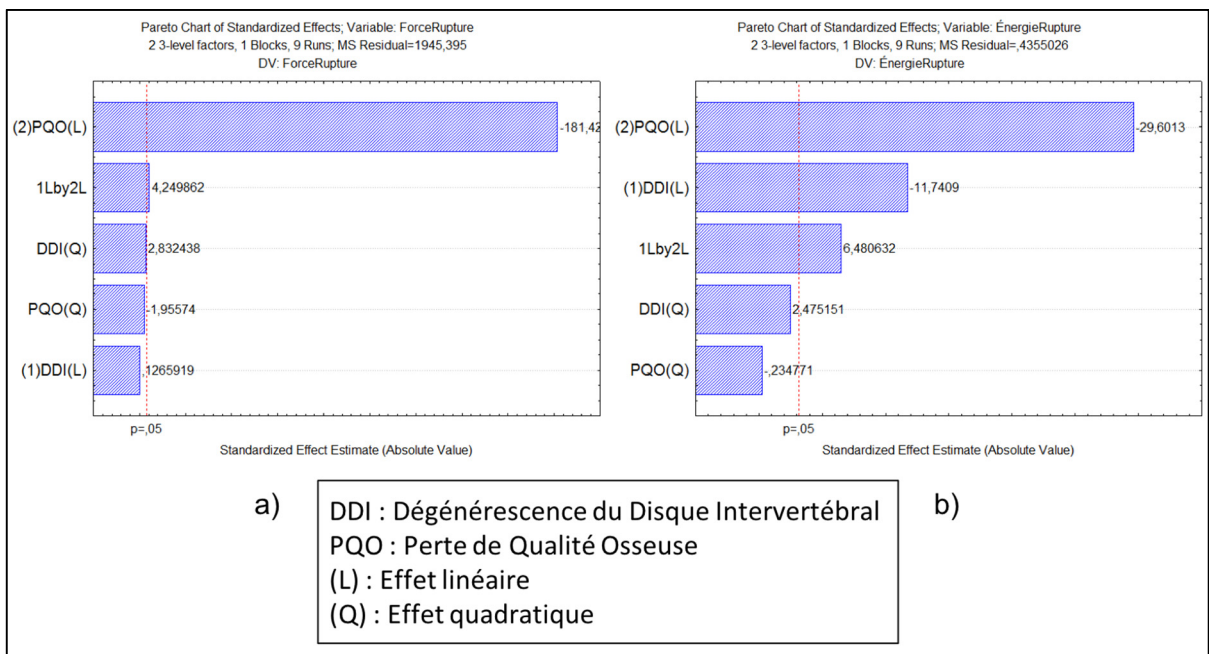


Figure 4.7 Diagrammes de Pareto relatifs a) à la force à rupture et b) à l'énergie à la rupture

#### 4.2.2 Résultats sur les déformations vertébrales et les patrons de fracture

Pour toutes les combinaisons de dégénérescence discale et de perte de qualité osseuse, les initiations de fracture et les patrons de fracture ont été étudiés dans le plan sagittal et dans le plan frontal. Tout d'abord, la fracture se produit, dans les neuf cas étudiés, au niveau de la vertèbre T12. Cependant trois initiations différentes se distinguent. Premièrement, dans le cas de disques sains sans perte de qualité osseuse ou avec une faible perte de qualité osseuse, la fracture débute dans la région supérieure postérieure de la vertèbre T12. De plus, cette fracture est centrée dans le plan frontal (type I, voir Figure 4.8). Deuxièmement, en présence de disques légèrement dégénérés ou dégénérés pour toutes les pertes de qualité osseuse, la fracture se produit dans la région supérieure antérieure de la vertèbre T12 et elle est décentrée sur la droite dans le plan frontal (type II, voir Figure 4.9). Enfin, dans le cas d'un disque sain associé à une perte de qualité osseuse importante, une initiation de fracture a lieu dans la région supérieure antérieure (décentrée sur la droite dans le plan frontal) et une seconde initiation se produit simultanément dans la région supérieure postérieure (au centre de la vertèbre dans le plan frontal) (type III, voir Figure 4.10).

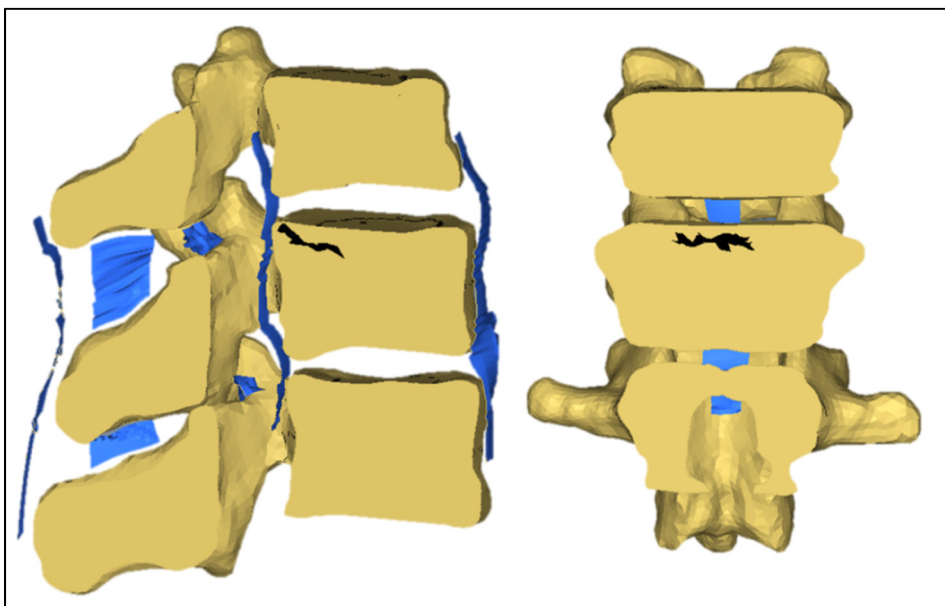


Figure 4.8 Initiation d'une fracture dans la région postérieure supérieure centrale de la vertèbre T12 (type I)

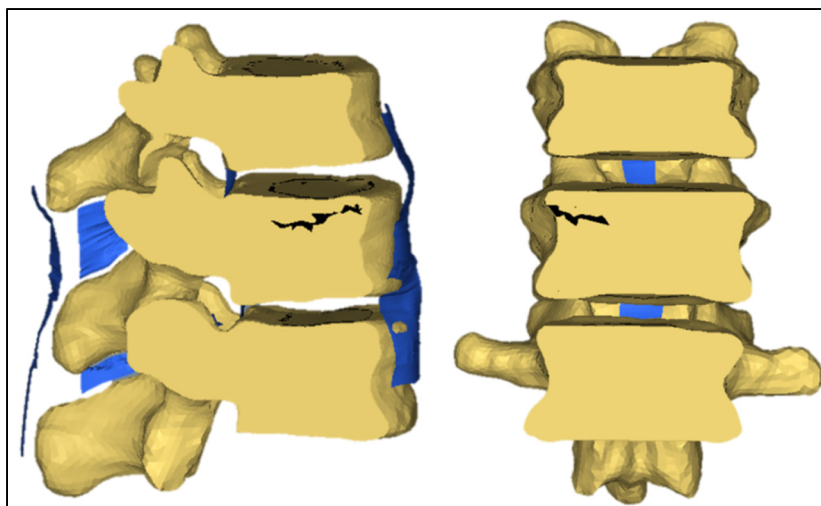


Figure 4.9 Initiation d'une fracture dans la région supérieure antérieure latérale de la vertèbre T12 (type II)

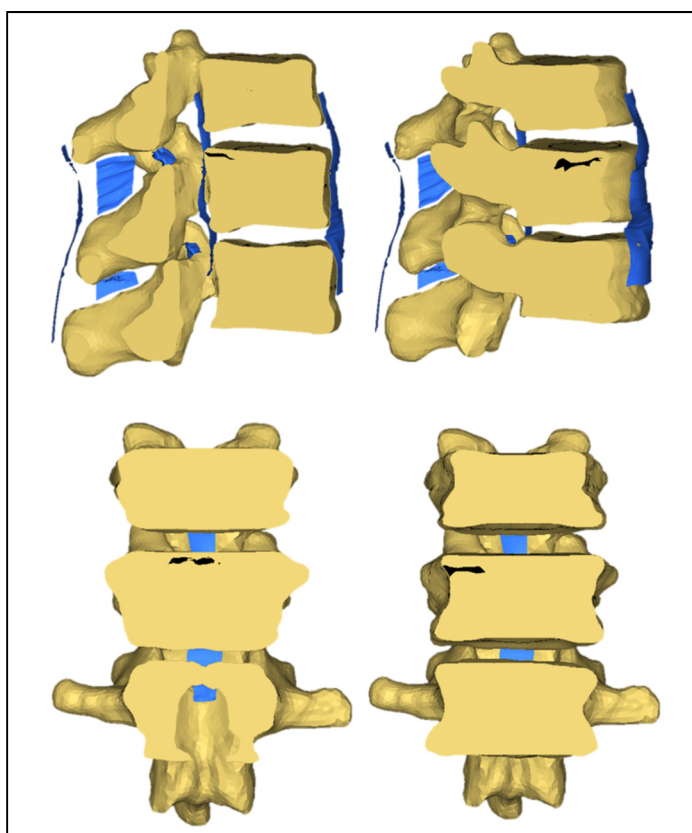


Figure 4.10 Initiations d'une fracture centrée dans la région supérieure postérieure et d'une fracture dans la région supérieure antérieure latérale (type III) de la vertèbre T12



Concernant les patrons de fracture, peu de différences sont remarquées entre les neuf simulations. La fracture se produit au niveau de la vertèbre T12 et l'inclinaison du trait de fracture dans le plan sagittal est plus ou moins prononcée (voir Figure 4.11). De plus, cette inclinaison varie selon les simulations mais également selon la position de la coupe dans le plan sagittal, empêchant ainsi une comparaison plus approfondie.

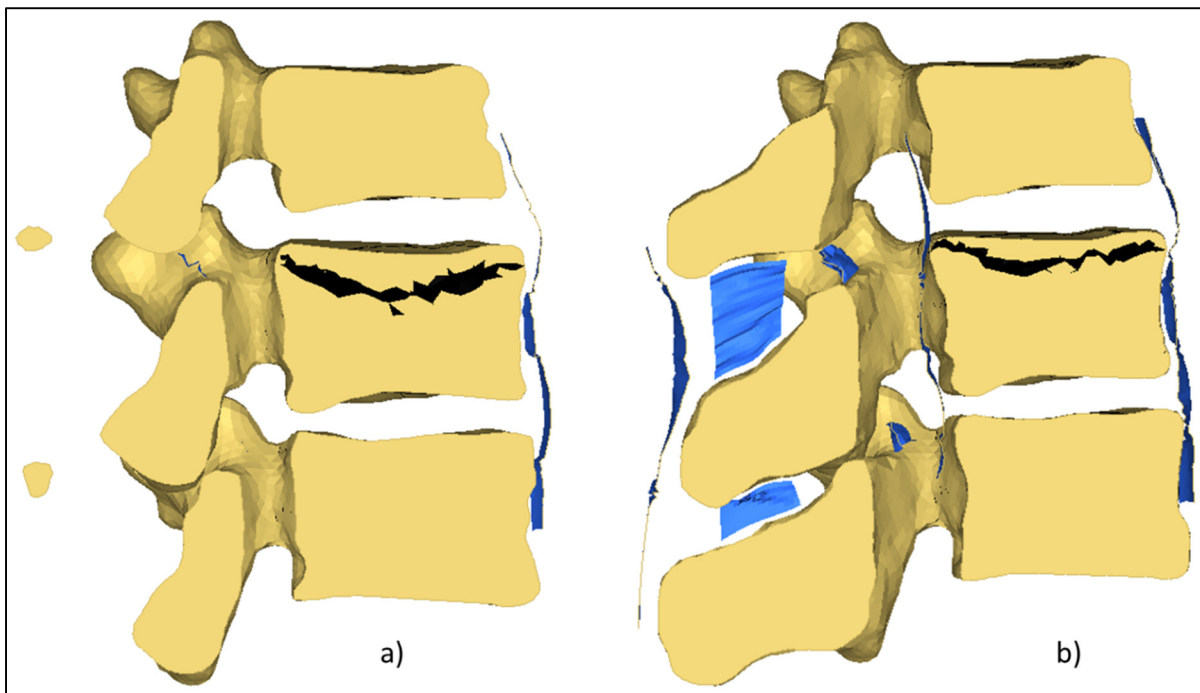


Figure 4.11 Patrons de fracture dans le cas d'un disque légèrement dégénéré associé  
a) à aucune perte de qualité osseuse et b) à une perte de qualité osseuse importante

Afin d'apporter une information complémentaire aux fractures, les déformations plastiques ont été étudiées dans la vertèbre T12 uniquement. De plus, la somme des déformations plastiques dans les éléments postérieurs de la vertèbre T12 et celle dans l'os cortical de cette même vertèbre sont nulles ou très faibles (inférieures à  $2 \times 10^{-7}$ ). Par conséquent, l'étude des déformations plastiques a été effectuée uniquement sur les six régions de l'os trabéculaire du corps vertébral. Les déformations plastiques sont comprises entre 0% et 10% (soit la valeur de la déformation à la rupture, valeur qui n'est pas atteinte car la répartition des déformations est analysée avant la rupture des premiers éléments) La Figure 4.12 présente les proportions volumiques des sommes des déformations plastiques de chacune des six régions.



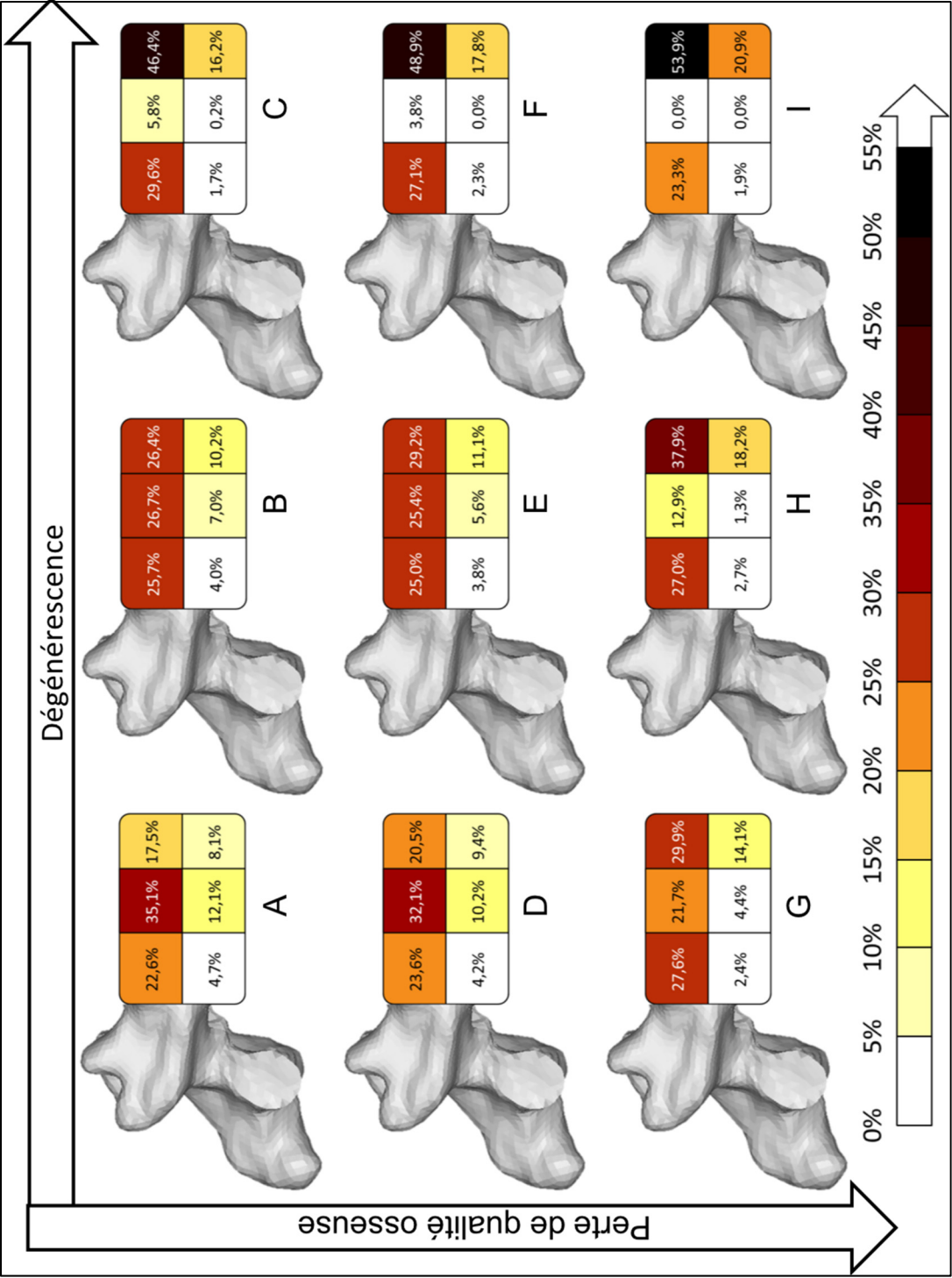


Figure 4.12 Évolution des proportions volumiques des sommes des déformations plastiques de chacune des régions vertébrales selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse

Tout d'abord, dans le cas d'un disque sain associé à aucune perte osseuse (image A, voir Figure 4.12), les déformations sont concentrées dans la moitié supérieure de la vertèbre et en particulier dans la région supérieure centrale. Avec l'arrivée de la dégénérescence (disque légèrement dégénéré, image B de la Figure 4.12), la région supérieure centrale contient une proportion moins importante des déformations alors que les régions supérieure antérieure et supérieure postérieure comptent proportionnellement davantage de déformations. Ainsi la répartition des déformations de la moitié supérieure de la vertèbre est plus équitablement répartie entre les trois régions supérieures. De plus, la région inférieure centrale et la région inférieure antérieure contiennent respectivement des proportions moins élevée et plus élevée de déformations. Cette évolution est amplifiée dans le cas d'un disque dégénéré (image C de la Figure 4.12), où les régions centrales de la vertèbre ne sont presque plus déformées. Au contraire, la région supérieure antérieure et la région inférieure antérieure contiennent des proportions plus importantes de déformations avec plus de 45% des déformations concentrées dans la région supérieure antérieure. La proportion des déformations dans la région supérieure postérieure augmente aussi mais plus faiblement.

Une évolution similaire suivant la progression de la dégénérescence est observée dans le cas d'une faible perte de qualité osseuse (images D, E et F de la Figure 4.12) et d'une perte de qualité osseuse importante (images G, H et I de la Figure 4.12). Cependant, dans le cas d'une perte de qualité osseuse importante, la région supérieure centrale des vertèbres est proportionnellement moins déformée que les régions supérieures périphériques, même dans le cas d'un disque sain. Pour résumer, les proportions des déformations dans les régions supérieure antérieure et inférieure antérieure augmentent avec la dégénérescence alors que celles dans les régions supérieure centrale et inférieure centrale diminuent. Les évolutions de ces proportions dans les régions supérieure postérieure et inférieure postérieure ne sont pas monotones dans l'ensemble des cas (voir Figure 4.12).

Par ailleurs, l'évolution, avec la perte de qualité osseuse, de la répartition des déformations dans la vertèbre T12 est similaire à celle décrite précédemment (voir Figure 4.12). Ainsi, avec la perte de qualité osseuse, les régions supérieure antérieure et inférieure antérieure

contiennent proportionnellement davantage de déformations. À l'inverse, les régions supérieure centrale et inférieure centrale sont déchargées. L'évolution de la proportion des déformations est plus faible dans les régions postérieures et ne semble pas suivre un motif particulier même si la région inférieure postérieure a tendance à se décharger.

L'évolution des pourcentages de déformations de chacune des régions vertébrales selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse a été analysée statistiquement (voir Figure 4.13). Ainsi, l'effet linéaire de la dégénérescence et celui de la perte de qualité osseuse ont une influence significative sur les proportions de déformations contenues dans toutes les régions du corps vertébral ( $p < 0,05$ ) à l'exception de celle de la région supérieure postérieure. De plus, l'effet quadratique affecte significativement les proportions des déformations dans la région supérieure antérieure, dans la région supérieure centrale et dans la région inférieure postérieure ( $p < 0,05$ ). Par ailleurs, les proportions des déformations dans les régions postérieures, celle dans la région inférieure centrale et celle dans la région supérieure antérieure sont significativement affectées par l'interaction entre la perte de qualité osseuse et la dégénérescence ( $p < 0,05$ ). Par conséquent, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse induisent une augmentation significative de la proportion des déformations dans les régions antérieures de la vertèbre T12 et une diminution significative de ces proportions dans les régions centrales de cette vertèbre.

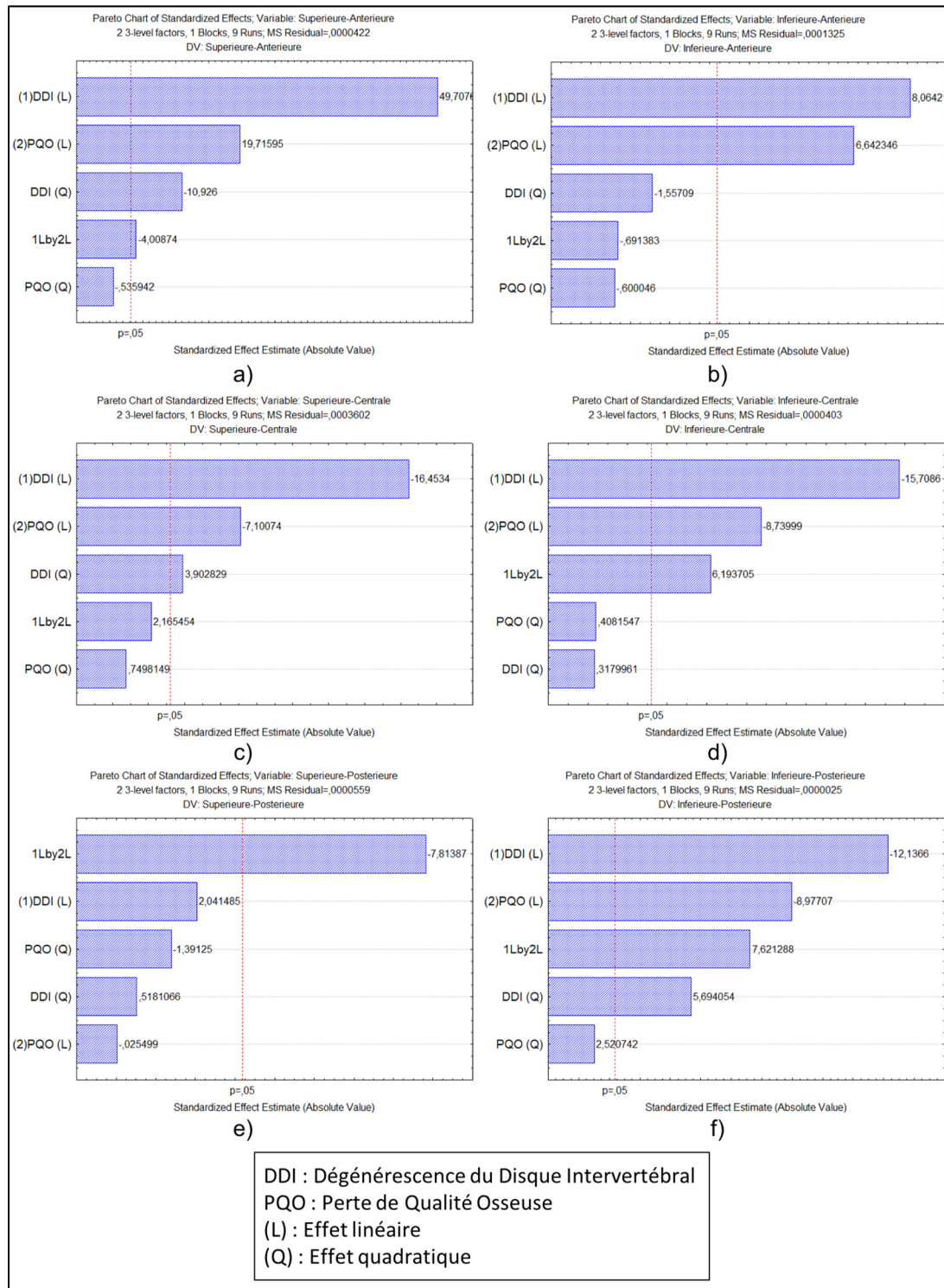


Figure 4.13 Diagrammes de Pareto relatifs aux proportions des déformations dans la vertèbre T12 : a) région supérieure antérieure, b) région inférieure antérieure, c) région supérieure centrale, d) région inférieure centrale, e) région supérieure postérieure, f) région inférieure postérieure

Enfin, les résultats des temps nécessaires pour que 100 éléments soient supprimés sont présentés à la Figure 4.14. Dans l'ensemble, le temps nécessaire pour supprimer 100 éléments augmente avec la dégénérescence et la perte de qualité osseuse. En effet, à l'exception du segment avec des disques légèrement dégénérés associés à une perte de qualité osseuse importante, lorsque la dégénérescence progresse, ce temps augmente. Cette augmentation est comprise entre 140% et 360% entre un disque sain et un disque dégénéré, dépendamment du degré de perte de qualité osseuse. Ce temps augmente également lorsque la perte de qualité osseuse augmente, à l'exception du segment avec une perte de qualité osseuse légère et un disque légèrement dégénéré. Ces augmentations varient entre 19% et 276%, selon la dégénérescence des disques.

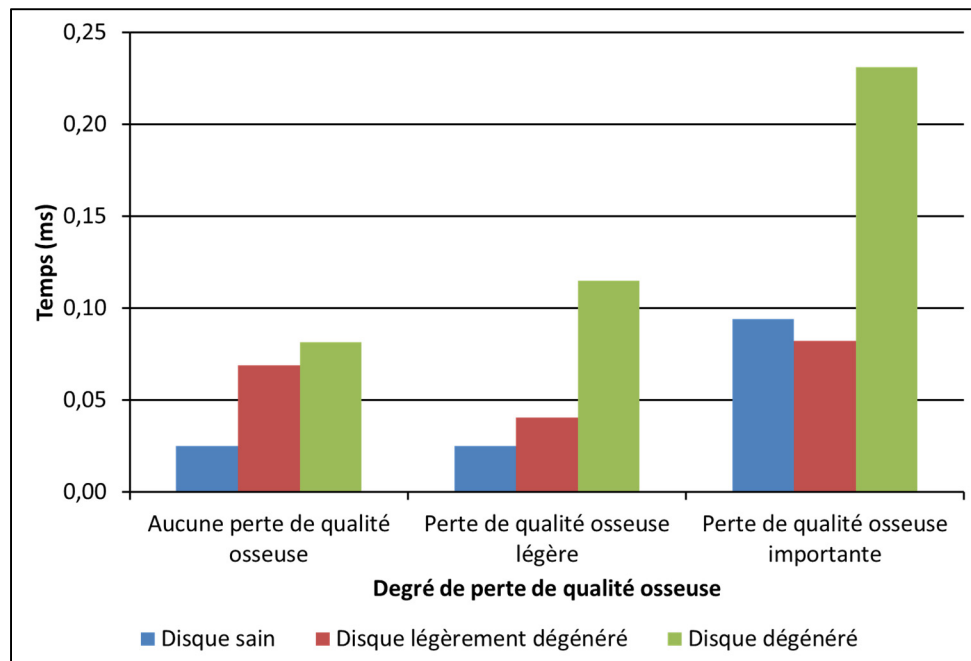


Figure 4.14 Temps nécessaire à la suppression de 100 éléments dans les vertèbres

#### 4.2.3 Pression intra-discale, contraintes et déformations dans les disques intervertébraux

La pression intra-discale dans les noyaux pulpeux des disques T11-T12 et T12-L1 (calculée comme la moyenne des pressions de chacun des éléments du noyau pulpeux) est représentée

à la Figure 4.15. Tout d'abord, la dégénérescence induit une diminution de cette pression de 30% à 50% dépendamment de la dégénérescence du disque intervertébral et de la perte de qualité osseuse. Cette baisse est plus élevée dans le cas du disque T11-T12 (baisse de 45% à 49%) que du disque T12-L1 (baisse de 39% à 45%). Ensuite, la perte de qualité osseuse génère également une diminution de la pression d'environ 70% pour les deux disques intervertébraux.

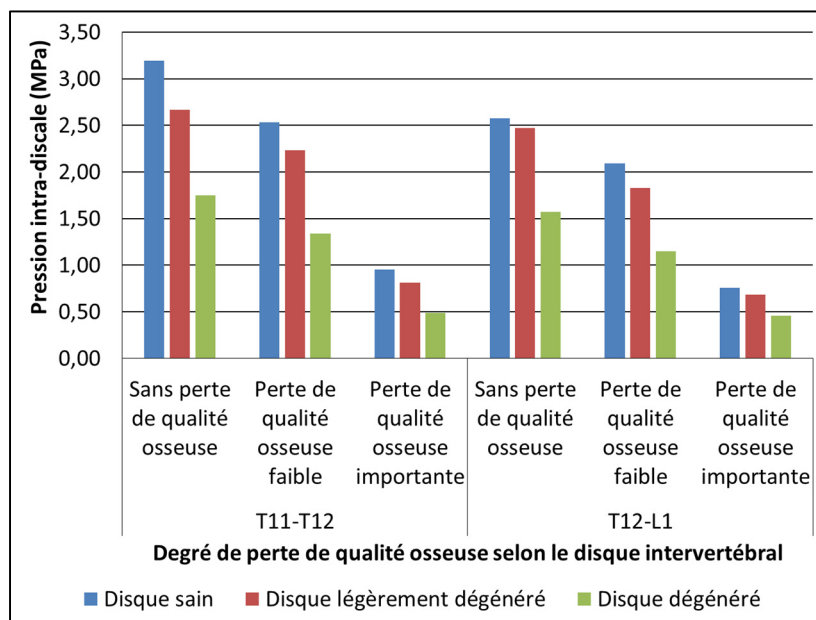


Figure 4.15 Évolution de la pression intra-discale à 2 ms selon les disques intervertébraux, la perte de qualité osseuse et la dégénérescence

Les diagrammes de Pareto (voir Figure 4.16) permettent de dire que les effets linéaires de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence ainsi que l'interaction linéaire entre ces deux effets ont une influence significative sur la pression intra-discale dans le noyau pulpeux des disques T11-T12 et T12-L1 ( $p < 0,05$ ). Par ailleurs, l'effet quadratique de la dégénérescence apparaît également comme ayant une influence significative sur les valeurs de pression dans le noyau pulpeux du disque T11-T12 (voir Figure 4.16) ( $p < 0,05$ ). Ainsi, la perte de qualité osseuse et la dégénérescence génèrent une diminution significative de la pression intra-discale.

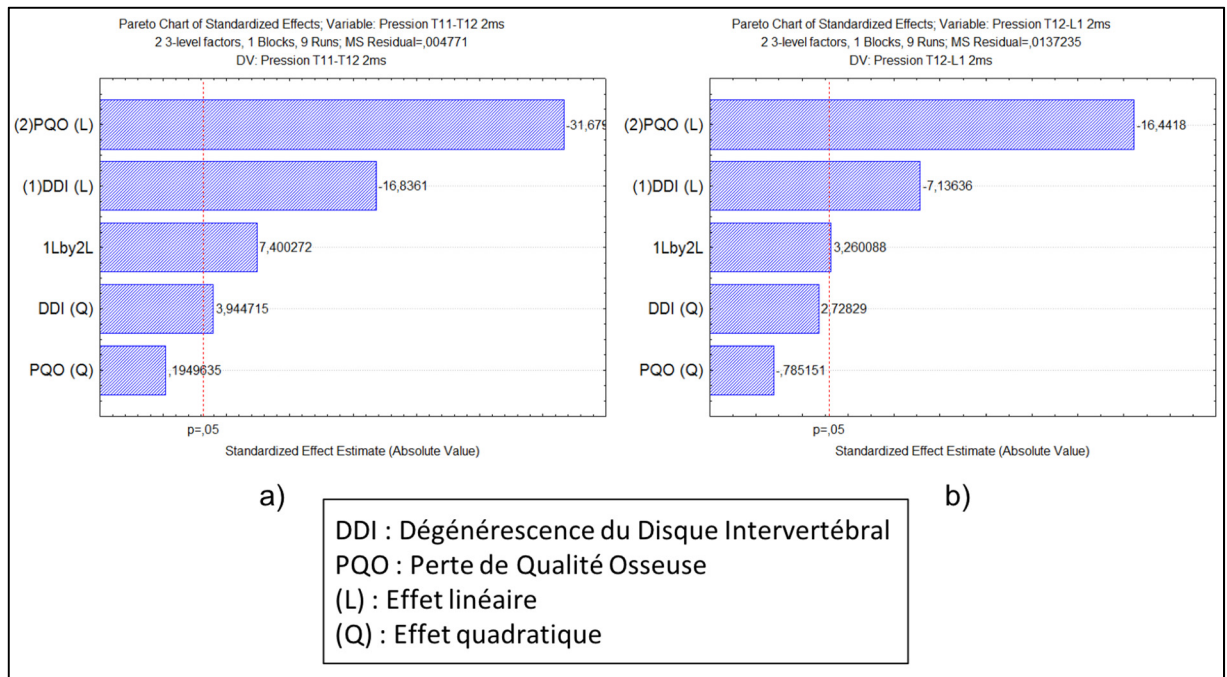


Figure 4.16 Diagrammes de Pareto de la pression intra-discale  
 a) dans le disque T11-T12 et b) dans le disque T12-L1

Les valeurs moyennes des contraintes de Von Mises dans le noyau pulpeux ont également été observées (voir Figure 4.17). Ces valeurs diminuent d'environ 50% avec la perte de qualité osseuse et augmentent avec la dégénérescence. Cette augmentation est plus importante pour le disque T12-L1 (augmentations supérieures à 120%) que pour le disque T11-T12 (augmentations comprises entre 65% et 95%).

Les diagrammes de Pareto (voir Figure 4.18) mettent en avant l'influence significative ( $p < 0,05$ ) de la dégénérescence (effets linéaire et quadratique) et de la perte de qualité osseuse (effet linéaire) sur la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux. Par conséquent, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse induisent respectivement une augmentation et une diminution significatives des contraintes dans le noyau pulpeux des deux disques.



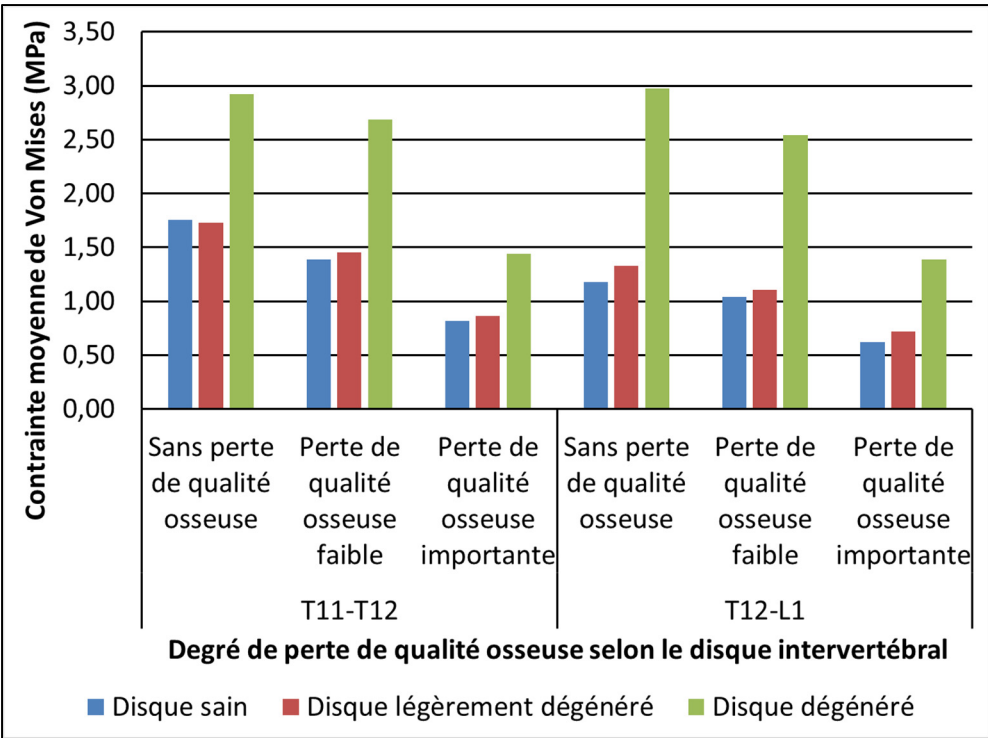


Figure 4.17 Évolution de la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux à 2 ms selon le disque intervertébral, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse

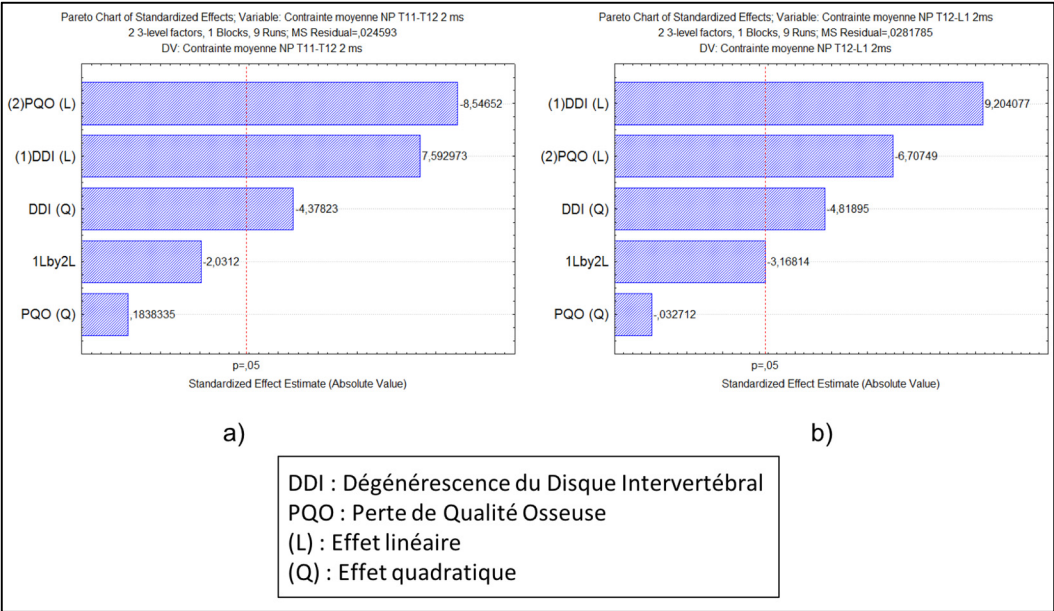


Figure 4.18 Diagramme de Pareto de la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux a) du disque T11-T12 et b) du disque T12-L1



Dans le cas de la matrice de l'anneau fibreux, la contrainte moyenne de Von Mises et la moyenne des dix contraintes maximales (voir la justification dans la section 3.2.3.1) sont étudiées (voir Figure 4.19). Dans les deux cas, les valeurs de contraintes augmentent fortement avec la dégénérescence des disques intervertébraux (les différences relatives entre un disque sain et un disque dégénéré sont supérieures à 200%) et diminuent avec la perte de qualité osseuse (de -20% à -40% de différences entre aucune perte de qualité osseuse et une perte importante).

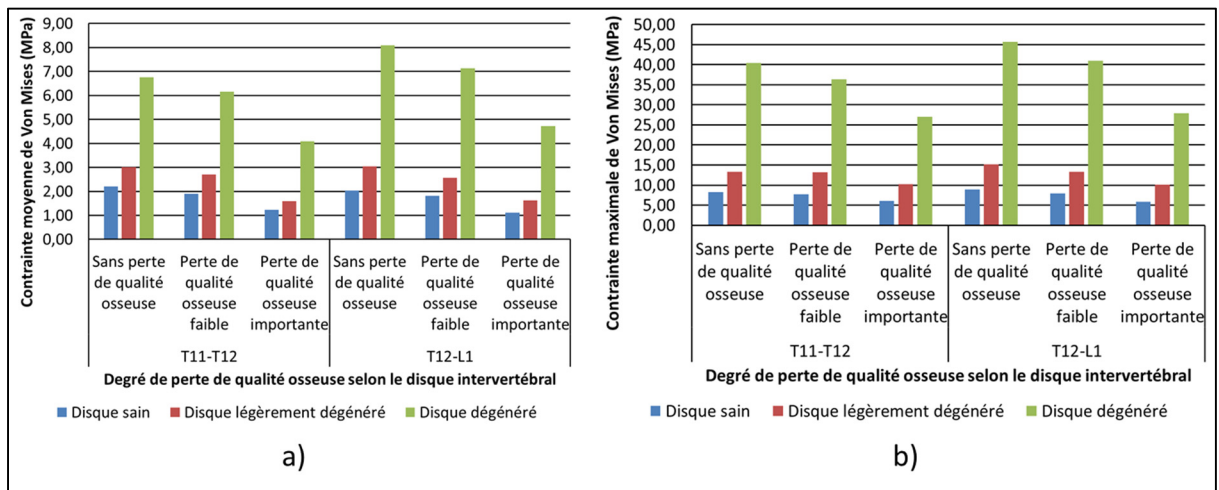


Figure 4.19 Évolution des contraintes dans la matrice de l'anneau fibreux à 2 ms selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse au travers a) de la contrainte moyenne de Von Mises et b) de la moyenne des dix contraintes maximales de Von Mises

Selon les diagrammes de Pareto (voir Figure 4.20), la dégénérescence (effets linéaire et quadratique), la perte de qualité osseuse (effet linéaire) et l'interaction entre ces deux facteurs ont une influence significative sur les contraintes maximales et moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux des disques T11-T12 et T12-L1 ( $p < 0,05$ ). Ainsi, la dégénérescence génère une augmentation significative des contraintes contrairement à la perte de qualité osseuse qui les réduit significativement.

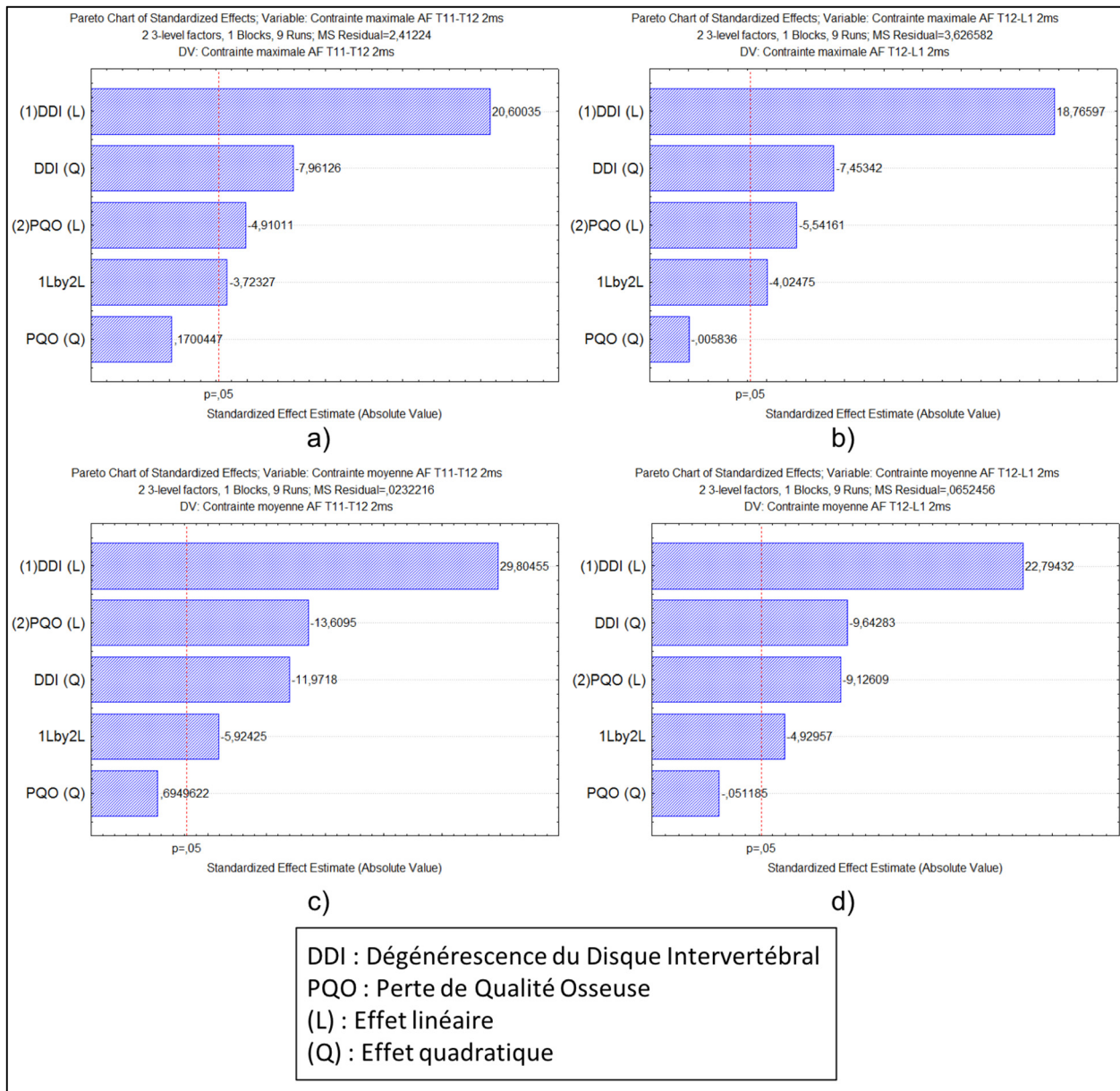


Figure 4.20 Diagrammes de Pareto des contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux à 2 ms a) contrainte maximale du disque T11-T12, b) contrainte maximale du disque T12-L1, c) contrainte moyenne du disque T11-T12 et d) contrainte moyenne du disque T12-L1

Pour finir sur le disque intervertébral à 2 ms, la dégénérescence des disques intervertébraux induit une diminution des déformations dans le disque, dans le noyau pulpeux et dans la matrice de l'anneau fibreux respectivement d'environ 76%, de 29% à 53% et de 81% (voir Figure 4.21). Les déformations du noyau pulpeux du disque T11-T12 sont davantage réduites

comparées à celles du disque T12-L1 (respectivement de 46% à 53% et de 29% à 37%). Ainsi, la dégénérescence a un effet plus faible sur les déformations moyennes dans le noyau pulpeux que sur les déformations moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux. La perte de qualité osseuse génère également une déformation moyenne moins importante dans le disque, dans le noyau pulpeux et dans la matrice de l'anneau fibreux, avec une baisse d'environ 46% dans les trois composants anatomiques (voir Figure 4.21).

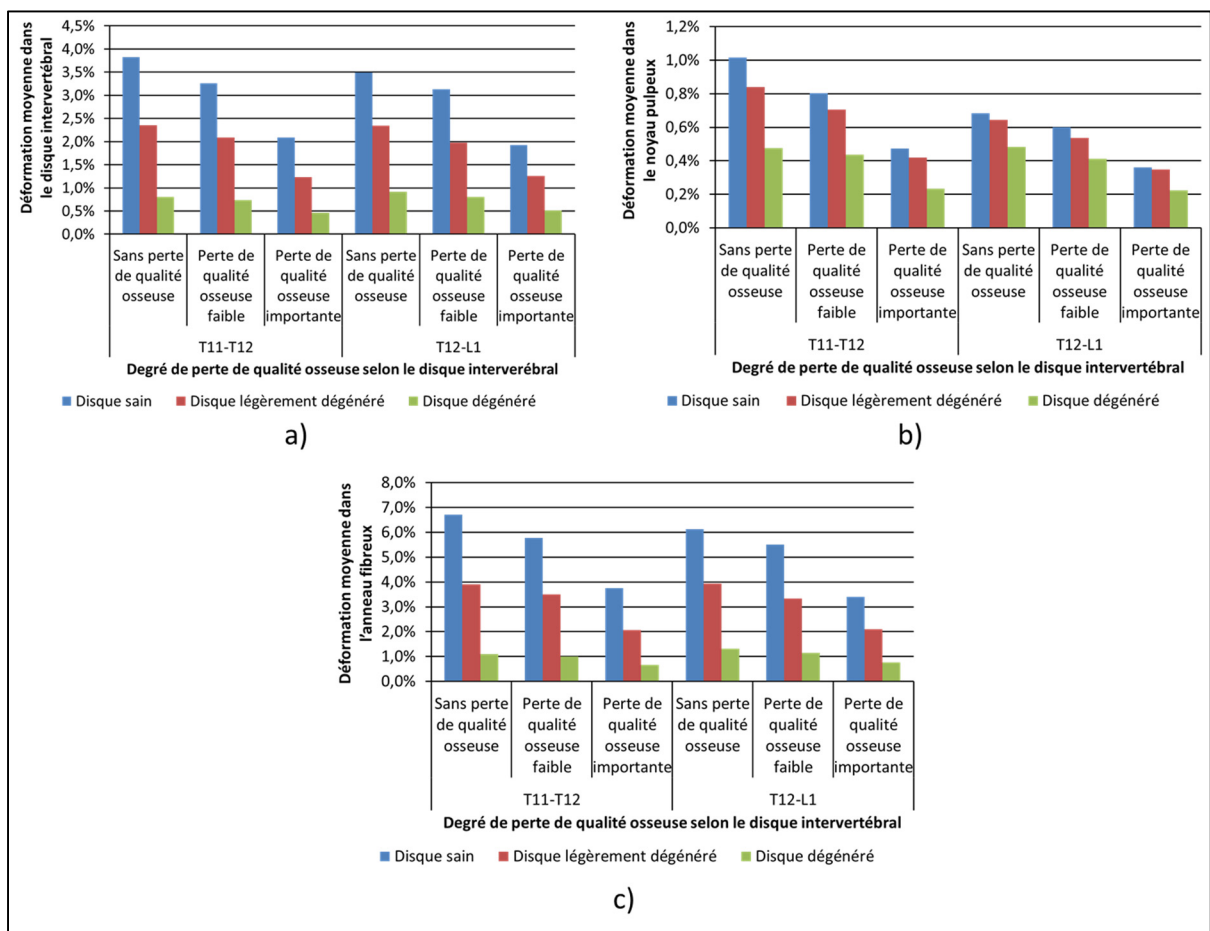


Figure 4.21 Évolution des déformations moyennes à 2 ms selon la dégénérescence et la perte de qualité osseuse a) dans le disque intervertébral, b) dans le noyau pulpeux et c) dans la matrice de l'anneau fibreux

Les diagrammes de Pareto (voir Figure 4.22) mettent en avant l'influence significative des effets linéaires de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les déformations

moyennes dans le noyau pulpeux et dans la matrice de l'anneau fibreux ( $p < 0,05$ ). De plus, l'interaction entre la dégénérescence et la perte de qualité osseuse affecte significativement les déformations moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux des deux disques intervertébraux et celle du noyau pulpeux du disque T11-T12. Seules les déformations moyennes du noyau pulpeux sont influencées de manière significative par l'effet quadratique de la dégénérescence ( $p < 0,05$ ). Ainsi, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse entraînent une diminution significative des déformations moyennes dans le disque intervertébral.

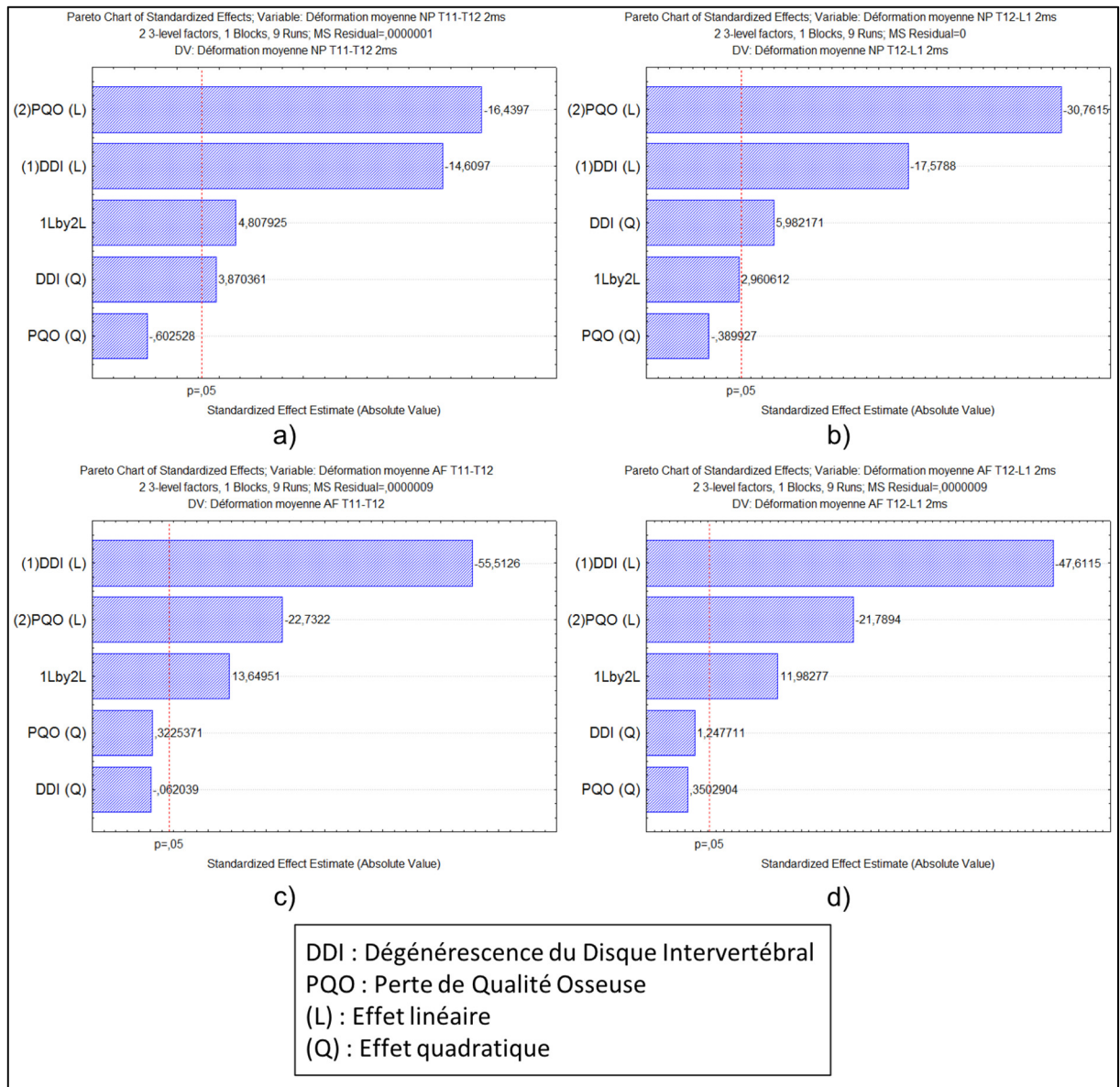


Figure 4.22 Diagrammes de Pareto des déformations moyennes dans le noyau pulpeux des disques a) T11-T12 et b) T12-L1, et dans la matrice de l'anneau fibreux des disques c) T11-T12 et d) T12-L1

#### 4.2.4 Résultats concernant les efforts transmis entre les disques et les vertèbres

Afin d'analyser la transmission des efforts dans le segment, l'évolution des efforts résultants au niveau des interfaces entre les disques intervertébraux et les plateaux vertébraux est étudiée. Les valeurs des pentes moyennes de ces efforts (calculées telles que décrit dans la

section 4.1 et à la Figure 4.1) sont représentées à la Figure 4.23 selon les disques et les interfaces. Ainsi cette pente moyenne augmente avec la dégénérescence (entre 30% et 65%) et diminue d'environ 60% avec la perte de qualité osseuse pour les quatre interfaces étudiées.

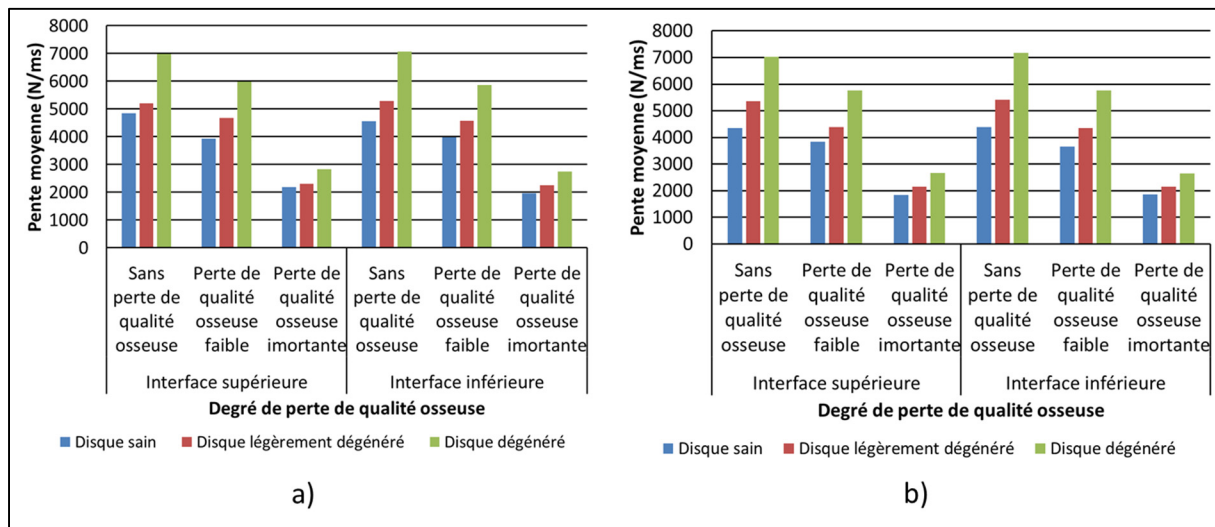


Figure 4.23 Évolutions des pentes moyennes des efforts résultants aux interfaces entre les plateaux et a) le disque T11-T12 et b) le disque T12-L1

Les diagrammes de Pareto (voir Figure 4.24) montrent que la perte de qualité osseuse (effet linéaire), la dégénérescence (effet linéaire et pour certaines interfaces l'effet quadratique) ainsi que l'interaction entre ces deux facteurs ont une influence significative sur les pentes moyennes aux interfaces ( $p < 0,05$ ). Ainsi, la dégénérescence induit une augmentation significative de cette pente moyenne alors que la perte de qualité osseuse la réduit significativement ( $p < 0,05$ ).



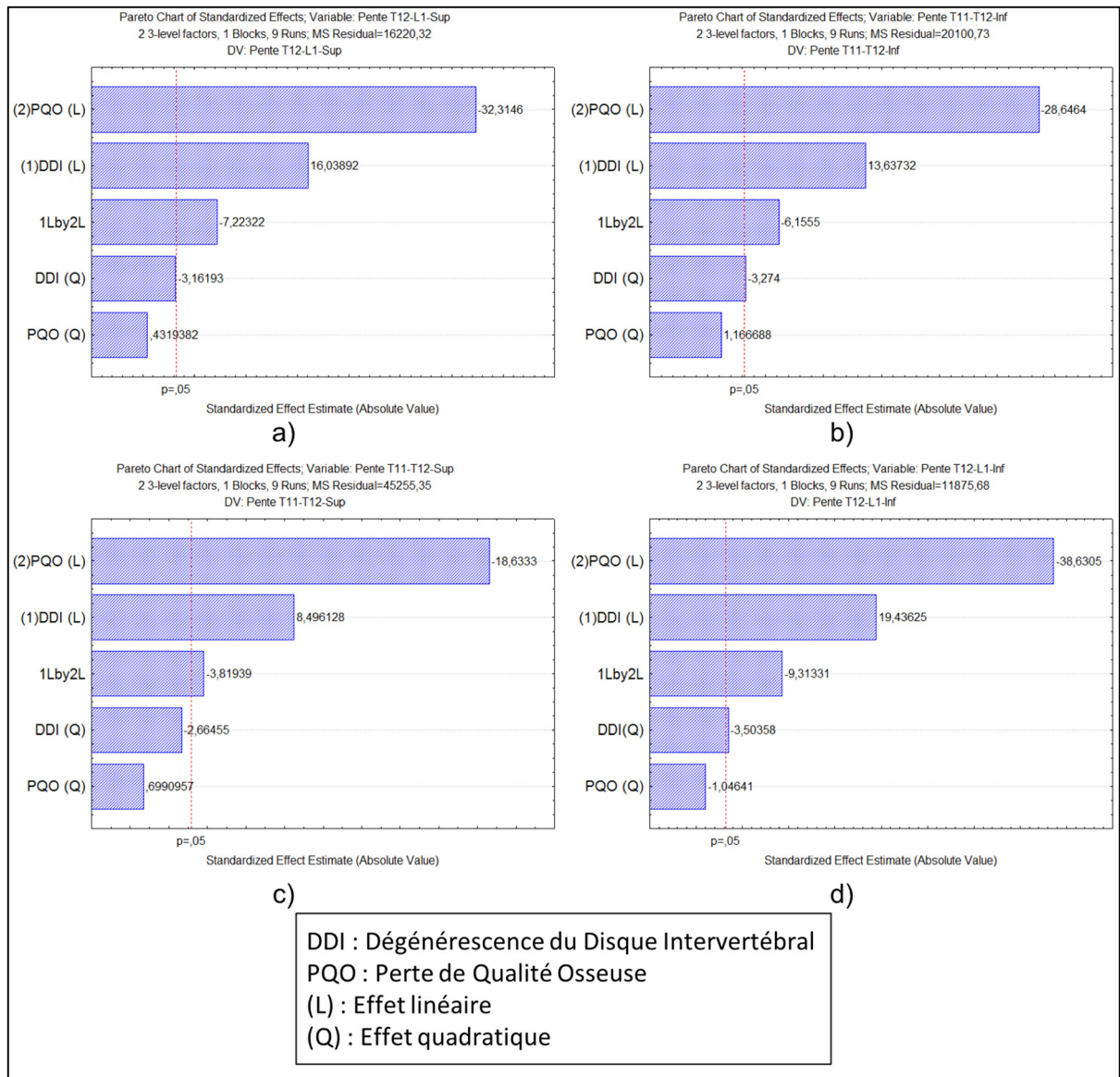


Figure 4.24 Diagrammes de Pareto des pentes moyennes a) à l'interface supérieure du disque T11-T12, b) à l'interface inférieure du disque T11-T12, c) à l'interface supérieure du disque T12-L1 et d) à l'interface inférieure du disque T12-L1





## **CHAPITRE 5**

### **DISCUSSION GÉNÉRALE**

L'interprétation et la discussion de l'ensemble du travail de ce projet sont réalisées dans le chapitre suivant. Pour plus de clarté, un plan proche de celui utilisé précédemment a été choisi avec tout d'abord une section portant sur la phase de modélisation d'un disque dégénéré. La deuxième section concerne les effets de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les fractures thoracolombaires. Pour finir, une discussion générale est réalisée.

#### **5.1 Modélisation d'un disque dégénéré**

La modélisation d'un disque dégénéré a nécessité de nombreuses étapes décrites dans le CHAPITRE 3. Dans un premier temps, les choix effectués lors de cette modélisation seront justifiés avant de s'intéresser aux plans d'expérience utilisés. Enfin, la validité du modèle de disque dégénéré sera discutée en comparaison avec des données de la littérature.

##### **5.1.1 Choix de modélisation**

Pour modéliser un disque dégénéré, il a été nécessaire de faire de nombreux choix sur la sélection des paramètres à modifier et la manière de les modifier. Comme énoncé précédemment, dans une première approche, les cas les plus sévères de dégénérescence n'ont pas été modélisés à cause des changements géométriques très importants comme les ostéophytes ou les fissures. D'autres études ont toutefois pris en compte ces changements géométriques (Galbusera et al., 2011; Schmidt et al., 2007). Cependant, contrairement à ce qui a été réalisé dans ce projet, ces études n'ont pas réalisé d'optimisation des propriétés des disques dégénérés à partir de données expérimentales. L'approche adoptée par Galbusera et al. (2011) est intéressante car elle consiste à créer plusieurs modèles pour un même degré de dégénérescence en combinant différentes valeurs des paramètres de dégénérescence. Une méthode similaire a été utilisée par Bashkuev et al. (2018) avec la modélisation de 1000

modèles du segment L4-L5, incluant une variabilité géométrique du segment ainsi que trois grades de dégénérescence et un grade sain. Si cette méthode présente l'avantage de représenter le segment L4-L5 d'une population diversifiée, la variabilité géométrique peut compliquer l'interprétation de l'effet de la dégénérescence (Bashkuev et al., 2018). Par ailleurs, au cours du projet actuel, les conséquences du vieillissement sur les facettes ainsi que sur les ligaments n'ont pas été prises en compte (Benoist, 2005). De plus, les muscles ne sont pas représentés dans le modèle par éléments finis, ce qui constitue des limites du modèle numérique.

La modélisation du noyau pulpeux par des éléments solides est une autre limite au modèle de disque intervertébral développé dans ce projet. En effet, le comportement du noyau pulpeux n'est ni complètement fluide ni complètement solide. Cependant, avec la dégénérescence, le comportement du noyau pulpeux s'éloigne de celui d'un fluide pour se rapprocher davantage de celui d'un solide (Iatridis et al., 1997). Par conséquent, l'emploi d'éléments solides dans le cas de disques dégénérés semblerait plus réaliste que l'utilisation d'éléments fluides. Kumaresan et al. (2001) ont, par exemple, modélisé le noyau pulpeux d'un disque dégénéré par des éléments solides alors que le noyau pulpeux était modélisé par des éléments fluides dans le cas du disque sain. Une autre limite du modèle utilisé dans ce projet proposé provient de la modélisation du comportement du noyau pulpeux et de la matrice de l'anneau fibreux à l'aide de lois hyper-élastiques. Des lois poroélastiques pourraient permettre d'améliorer la modélisation du comportement du disque intervertébral grâce à la modélisation de deux phases : une phase fluide et une phase solide. Cette modélisation pourrait permettre une représentation plus réaliste du comportement mécanique du disque intervertébral. Des lois viscoélastiques pourraient aussi être utilisées pour prendre en compte la dépendance du matériau au temps et l'influence de la vitesse de déformation (Altair Engineering Inc, 2015).

Ensuite, dans ce projet, la perte de hauteur des disques intervertébraux a été modélisée grâce à une simulation rapprochant les vertèbres aux extrémités de la vertèbre centrale. Or, lors de cette simulation, l'intégralité des vertèbres n'a pas pu être placée en corps rigide à cause des déformations trop importantes des ligaments, empêchant ainsi la convergence des résultats.

Par conséquent, seuls les plateaux vertébraux ont été placés en corps rigides, laissant la possibilité au reste des vertèbres de se déformer. Une part du déplacement imposé a été reprise par les vertèbres, diminuant ainsi la perte de hauteur réelle des disques. Toutefois la proportion du déplacement repris par les vertèbres était faible car 0,006 mm des 2,100 mm de compression imposés au plateau supérieur de la vertèbre T11 a été perdu dans la compression de la vertèbre T11 (c'est à dire une perte inférieure de 0,3%) et ce chiffre était de 0,037 mm sur les 1,530 mm imposés au plateau supérieur de la vertèbre L1 (soit une perte de 2,4%). De plus, aucun élément des vertèbres n'a atteint la limite d'élasticité. Par conséquent, la méthode de modélisation de la perte de hauteur utilisée semble valide. Deux autres méthodes ont été envisagées pour modéliser la perte de hauteur. La première consistait simplement à rapprocher les vertèbres dans le modèle numérique à l'aide d'une translation sans utiliser de simulation. Cette méthode n'a pas été retenue car les ligaments ne pouvaient pas s'adapter à la translation des vertèbres et par conséquent il était nécessaire de les re-modéliser. Le krigeage était la seconde méthode envisagée et cette technique permet notamment de modifier la géométrie d'un modèle de référence afin de le personnaliser. Cependant, les ligaments auraient également nécessité des corrections au niveau de leur modélisation. Ces deux méthodes posent donc d'une part un problème de répétabilité d'une perte de hauteur à l'autre car il est difficile de garantir une re-modélisation identique des ligaments entre deux modèles avec une géométrie différente. D'autre part l'ajustement parfait des dimensions des ligaments avec la perte de hauteur survenant lors du vieillissement ne semble pas réaliste. C'est pourquoi, ces deux méthodes n'ont pas été retenues. Une dernière option consistait à ne pas déformer les ligaments lors de la modélisation de la perte de hauteur mais à inclure un décalage au niveau des courbes de propriétés des ligaments (Rohlmann et al., 2006). L'inaction du ligament est ainsi modélisée tant que le ligament n'a pas retrouvé sa longueur initiale (celle qu'il avait avant la modélisation de la dégénérescence) (Rohlmann et al., 2006). D'autres études ont également appliqué cette méthode (Galbusera et al., 2011; Park et al., 2013; Schmidt et al., 2007; Tang & Rebholz, 2011). La méthode choisie dans ce projet présente l'avantage de déformer les ligaments afin qu'ils s'ajustent à la perte de hauteur imposée.

Suite à la réduction de la perte de hauteur des disques, la qualité du maillage des ligaments capsulaires T12-L1 était dégradée. En effet, à certains endroits, le maillage de ces ligaments comportait moins de deux éléments dans une des deux dimensions du maillage, ce qui générerait de grandes distorsions du maillage lors des simulations. Ainsi, les ligaments capsulaires ont été supprimés pour le reste de l'étude. À cause de leur forme et leur localisation, les ligaments capsulaires semblent peu actifs en compression. La présence d'interfaces au niveau des facettes articulaires empêche le contact entre les facettes, même sans la présence des ligaments capsulaires. Il serait tout de même intéressant de re-modéliser ces ligaments dans le cas du disque dégénéré afin de vérifier leurs effets sur les résultats.

Concernant l'étude de convergence réalisée, une seule étude a été menée sur le modèle jugé le plus critique. Au total au cours de ce projet, 14 combinaisons de perte de hauteur et de taille du noyau pulpeux ont été testées pour chacun des deux disques intervertébraux, résultant en un ensemble de 28 modèles différents. Il apparaît alors judicieux d'avoir choisi un critère évitant la réalisation d'une étude de convergence sur chacun des maillages. La validité de l'hypothèse posée supposant la convergence des autres modélisations de disques à partir du critère défini n'a toutefois pas été vérifiée.

### **5.1.2 Plan de tri et plan d'optimisation**

Plusieurs limites sont apparues lors de la réalisation des simulations pour optimiser les propriétés du disque dégénéré. Tout d'abord, les données expérimentales utilisées provenaient du groupe « avec des ostéophytes de petite taille » de l'étude de Wagnac et al. (2017). Ce groupe comprenait des spécimens provenant de trois segments différents : T5-T7, T8-T10 et T11-L1. Certaines données utilisées se rapportaient uniquement au segment T11-L1, comme les courbes force-déplacement normalisées ou l'âge des spécimens. Au contraire, d'autres données étaient obtenues à partir du groupe entier et incluaient aussi les informations des segments T5-T7 et T8-T10, comme les valeurs de hauteur des segments (utilisées dans le calcul de la perte de hauteur) ainsi que les valeurs de force, de déplacement et d'énergie à la rupture et de raideur. Par conséquent, il existe potentiellement un biais car

ces données n'étaient pas uniquement propres au segment T11-L1. Les données concernées ont notamment été utilisées lors de l'optimisation des propriétés du disque dégénéré pour normaliser les courbes force-déplacement et lors de l'étude de désirabilité. Ainsi, ce biais pourrait avoir affecté les propriétés du disque dégénéré.

Par ailleurs, l'identification du point de rupture s'est parfois révélée difficile à partir des courbes force-déplacement. Le critère de rupture choisi est la valeur maximale de la force avant une chute brutale de cette dernière. Cette détermination de la rupture est proche de celle utilisée par Wagnac et al. (2011) et Wagnac et al. (2017) qui conservaient la valeur de la force avant que celle-ci ne baisse suite à un déplacement additionnel. La précision de la brutalité de la chute de la force a été ajoutée afin de faciliter la prise de décision lorsque la force atteignait un plateau mais diminuait très légèrement avant d'augmenter faiblement pour ensuite chuter brutalement (voir Figure 5.1). Un critère différent a été utilisé par Fradet et al. (2014) et consistait à repérer le temps à partir duquel était supprimé le premier élément. Si la fracture se propageait, la rupture était considérée comme atteinte. Cette dernière méthode est plus cohérente avec les conditions de validité du modèle SM2S. En effet, il n'existe pas d'interfaces dans le modèle entre les différents éléments composant les vertèbres afin de réduire les temps de calcul. Cependant, quand un élément est supprimé lors du processus de fracture, des interfaces entre les éléments restants seraient nécessaires pour conserver la validité du modèle. En définissant la rupture selon le critère utilisé par Fradet et al. (2014), la validité du modèle serait plus élevée car des interfaces additionnelles ne seraient pas nécessaires puisque le comportement après la suppression du premier élément n'est pas étudié. Néanmoins, dans des conditions expérimentales, de petites fissures commencent à apparaître dans la vertèbre avant qu'une fracture plus importante ne se produise, ce qui a pour effet de diminuer la résistance du segment à un chargement extérieur (Wagnac et al., 2017). Par conséquent, le critère utilisé dans ce projet semble plus en accord avec la réalité. De plus, afin d'exploiter les données expérimentales de Wagnac et al. (2017), l'utilisation d'un critère similaire à celui choisi par ces derniers est conseillée.

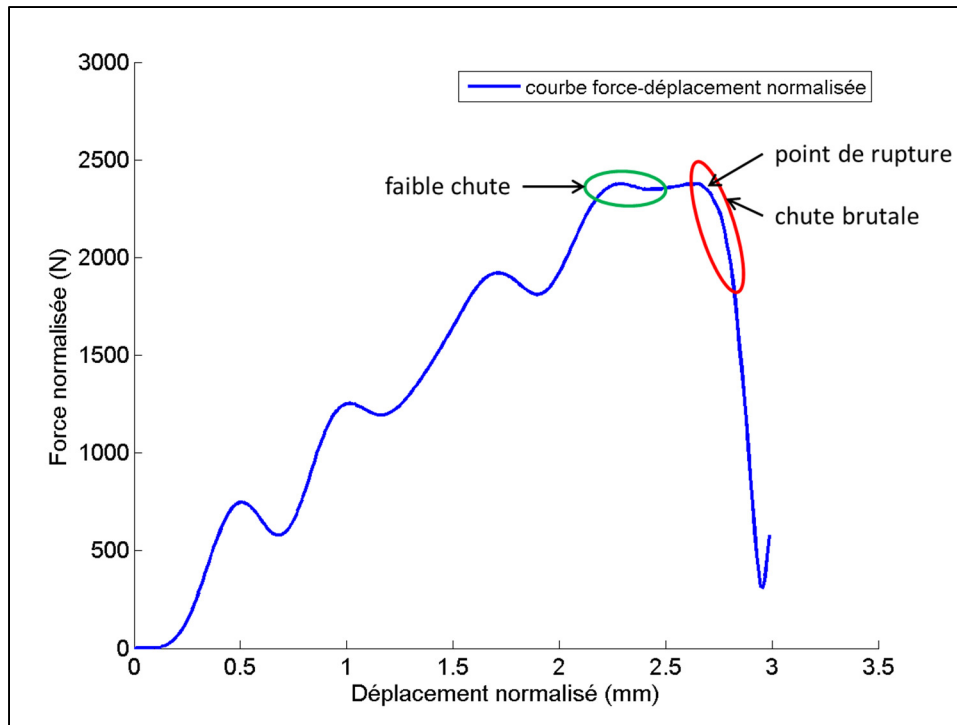


Figure 5.1 Détermination du point de rupture

Malgré l'utilisation de méthodes similaires pour calculer les différents paramètres, les valeurs de raideur obtenues dans le plan d'optimisation étaient inférieures aux données expérimentales de Wagnac et al. (2017). En effet, les courbes numériques de force-déplacement obtenues se situaient dans la partie droite du corridor expérimental, région relative aux raideurs plus faibles (voir Figure 3.19). L'analyse de l'effet de la perte de qualité osseuse réalisée dans le CHAPITRE 4 a permis de mettre en avant la forte influence des propriétés de l'os sur les courbes force-déplacement. Ainsi, les faibles valeurs de raideur obtenues pourraient être dues à des propriétés osseuses légèrement différentes de celles des segments testés expérimentalement (Wagnac et al., 2017). Les différences pourraient aussi provenir de la simplification de la modélisation de la dégénérescence en termes de géométrie : ostéophytes ou fissures non pris en compte par exemple. Un ajustement plus approfondi des propriétés osseuses ne pouvaient cependant pas être réalisé. En effet, il aurait fallu utiliser le même corridor expérimental pour optimiser les propriétés des os et des disques, ce qui aurait résulté en une infinité de combinaisons possibles pour ces propriétés. Par conséquent, il serait important de valider l'optimisation des propriétés du disque

dégénéré à l'aide d'essais expérimentaux additionnels incluant l'évaluation exhaustive de la dégénérescence du disque et de la qualité osseuse.

De plus, la répétition des combinaisons de paramètres dans les plans d'expérience est inutile avec un modèle par éléments finis car les mêmes résultats seraient obtenus. La compréhension du comportement du segment ne peut donc pas être améliorée de cette manière. Par ailleurs, la distribution des résidus du plan d'optimisation différerait légèrement d'une loi normale et l'identification difficile du point de rupture pourrait être une explication à ces résultats. Des analyses statistiques complémentaires pourraient également être menées. Cependant compte tenu des incertitudes existantes sur les propriétés des vertèbres et sur la détermination du point de rupture, la validation expérimentale reste la meilleure solution pour répondre à cette question.

### **5.1.3      Modèle de disque dégénéré**

Le plan de tri ainsi que le plan d'optimisation ont permis la modélisation d'un disque dégénéré correspondant à un degré de dégénérescence III ou IV sur l'échelle de Thompson et al. (1990). Ce disque est notamment caractérisé par une perte de hauteur de 30% par rapport au disque initialement présent dans le modèle SM2S. L'évolution de la hauteur du disque lors du processus de dégénérescence n'est cependant pas répertoriée par Thompson et al. (1990). Pfirrmann et al. (2001) ont évalué cette dernière dans leur classification de la dégénérescence discale, qui comporte autant de stades que celle de Thompson et al. (1990). Ainsi selon eux, dans le cas d'un disque de degré III ou IV, la hauteur peut être normale ou bien avoir subi une perte qui peut être jusqu'à modérée. Il n'y a toutefois pas une diminution très élevée de la hauteur du disque comme dans le cas d'un degré V de dégénérescence (Pfirrmann et al., 2001). Dans leur classification de la dégénérescence, H. J. Wilke et al. (2006) distinguent quatre catégories de pertes de hauteur du disque intervertébral, soient aucune perte de hauteur, une perte de hauteur inférieure à 33%, une perte de hauteur comprise entre 33% et 66% et une perte de hauteur du disque intervertébral supérieure à 66%. Au vu de cette classification et de l'importance de la perte de hauteur que peut subir le disque intervertébral,

une perte de hauteur de 30% représentée dans le modèle numérique peut être estimée comme modérée. Par conséquent, la perte de hauteur du disque dégénéré modélisée numériquement semble cohérente avec la littérature. Elle est également en accord avec la perte de hauteur calculée à partir des données expérimentales de Wagnac et al. (2017) et des mesures prises sur le modèle SM2S. La modélisation d'une perte de hauteur plus élevée dans le cas du disque T12-L1 fait ressortir des difficultés de modélisation qu'il faudrait résoudre avant de diminuer davantage la hauteur des disques intervertébraux. En effet, la hauteur de la partie postérieure de ce disque est très faible et à cause de la définition du maillage (avec le même nombre d'éléments selon la hauteur dans tout le disque), des éléments allongés et minces sont créés dans cette région. Par conséquent, la qualité du maillage dans la région postérieure est moins bonne comparée à celle dans le reste du disque.

En ce qui concerne les dimensions du noyau pulpeux, un rapport d'homothétie de 52,5% (par rapport à l'anneau fibreux) a été déterminé dans le cas du disque dégénéré, alors que ce rapport valait 60% dans le cas du disque initialement présent dans le modèle SM2S. La diminution de ce rapport avec la dégénérescence, et donc de la taille du noyau pulpeux dans la direction antéro-postérieure, est plus faible que celle indiquée par Adams et al. (1996). Selon eux, le noyau pulpeux fonctionnel représentait dans le cas d'un disque de degré I et dans le cas d'un disque de degré IV respectivement 63,0% et 32,1% du disque intervertébral dans la direction antéro-postérieure. Le modèle optimisé de disque dégénéré fait donc bien intervenir une diminution de la taille du noyau pulpeux avec la dégénérescence, tel qu'observé par Adams et al. (1996). La plus faible diminution de cette taille pourrait être expliquée par une différence d'échelle : un disque avec un degré de dégénérescence III ou IV sur une échelle de V (Thompson et al., 1990) a été représenté dans ce projet alors que les résultats d'Adams et al. (1996) font intervenir des disques de degré I et IV sur une échelle de IV. Par conséquent, la progression de la dégénérescence est plus avancée dans l'étude d'Adams et al. (1996), d'où les différences observées. Ainsi, la géométrie du disque dégénéré est cohérente avec les résultats de la littérature.



Par ailleurs, concernant les paramètres à la rupture dans le cas de disques dégénérés (et pour des vertèbres présentant un vieillissement similaire à celui présent dans l'étude expérimentale), les valeurs de force, de déplacement et d'énergie à la rupture sont proches des moyennes expérimentales obtenues par Wagnac et al. (2017). En effet, après normalisation, ces valeurs sont respectivement égales à 2352 N, 2,53 mm et 3,07 J comparées aux valeurs expérimentales (exprimées à l'aide des moyennes et des écart-types) respectivement égales à  $2510 \pm 1152$  N,  $1,9 \pm 0,9$  mm et  $2,8 \pm 2,4$  J (Wagnac et al., 2017). Ainsi, l'optimisation effectuée semble cohérente.

De plus, comparativement aux modèles de disques sains et légèrement dégénérés (soit le modèle initial de disque intervertébral du modèle SM2S), une augmentation de la pente moyenne des efforts résultants au niveau des interfaces des disques intervertébraux au cours du temps peut être observée avec la dégénérescence (voir Figure 4.23). Comme la vitesse de chargement est imposée en entrée au corps rigide de la vertèbre T11, l'évolution des efforts aux interfaces en fonction du temps et celle en fonction du déplacement du corps rigide de la vertèbre T11 sont similaires. Par conséquent, pour un même déplacement subi par l'ensemble du segment vertébral, les efforts transmis aux interfaces des disques sont plus élevés dans le cas d'un disque dégénéré que dans le cas d'un disque plus sain. Des résultats similaires sont observés par Nikkhoo et al. (2018), après optimisation des propriétés poroélastiques de modèles personnalisés de disques porcins sains et dégénérés. En effet, dans cette étude, avec la dégénérescence et lors d'un impact, les contraintes axiales au niveau des plateaux vertébraux augmentent.

Par ailleurs, une augmentation des contraintes maximales et moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux est également observée avec la dégénérescence, à un temps donné ce qui équivaut à un déplacement donné du corps rigide de la vertèbre T11 (voir Figure 4.19). En parallèle, à ce même temps, les déformations moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux diminuent avec la dégénérescence (voir Figure 4.21c)). Par conséquent, le comportement de la matrice de l'anneau fibreux devient plus rigide. Polikeit et al. (2004) ont également observé une augmentation des contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux

avec la dégénérescence pour une force de compression imposée lors d'une étude numérique. Les résultats précédents sont en accord avec l'étude de Nikkhoo et al. (2018) qui ont obtenu une augmentation du module d'élasticité de l'anneau fibreux avec la dégénérescence. Cette augmentation de ce paramètre avec la dégénérescence est également présente en compression à basse vitesse dans l'étude de Maquer et al. (2015) sur des disques humains. Les résultats de Iatridis et al. (1999) mettent aussi en évidence une augmentation (non significative) de la rigidité de l'anneau fibreux en cisaillement (suite à de la torsion), via des valeurs de module de cisaillement complexe plus élevées en présence de dégénérescence.

De plus, la dégénérescence induit une diminution de la pression intra-discale dans les noyaux pulpeux des disques T11-T12 et T12-L1 (voir Figure 4.15). Cette perte est cohérente avec les résultats d'Adams et al. (1996) qui ont observé une réduction significative (de 30%) de la pression du noyau pulpeux entre des disques sains et des disques sévèrement dégénérés. La réduction de la pression intra-discale est du même ordre de grandeur que celles obtenues dans le CHAPITRE 4 où la pression intra-discale diminuait de 30% à 50%. Une comparaison plus approfondie n'est cependant pas possible à cause des conditions de chargement différentes. Nikkhoo et al. (2018) ont également obtenu une diminution significative de la pression de pore dans le noyau pulpeux avec la dégénérescence. À nouveau, l'utilisation de lois de comportement différentes (poroélastiques et hyper-élastiques) ne permet pas une discussion plus approfondie de ces résultats. Pour finir, les résultats numériques en compression de Bashkuev et al. (2018) sur différentes géométries du segment L4-L5, montrent également une diminution de la pression intra-discale avec la dégénérescence. Cette même étude suppose l'influence importante du coefficient de Poisson du noyau pulpeux sur les résultats. Ceci est contradictoire aux résultats du plan de tri obtenus dans l'étude actuelle. En effet, l'influence du coefficient de Poisson du noyau pulpeux sur les paramètres de rupture n'est pas apparue significative, même si la gamme de valeurs de ce paramètre testée était plus étendue que celle utilisée par Bashkuev et al. (2018). Plusieurs explications peuvent être proposées pour expliquer ces différences. Tout d'abord, aucune étude de sensibilité n'a été menée par Bashkuev et al. (2018) pour évaluer l'influence des paramètres utilisés pour modéliser la dégénérescence. Par ailleurs, les paramètres de rupture n'ont pas été analysés par Bashkuev

et al. (2018). Ainsi, il est possible que le coefficient de Poisson du noyau pulpeux n'influence pas les paramètres de rupture mais influence d'autres paramètres étudiés par Bashkuev et al. (2018). Enfin, les mêmes paramètres n'ont pas été modifiés pour modéliser la dégénérescence, ce qui peut avoir affecté l'ordre d'influence des paramètres sur les variables de sortie.

De la même manière, une rigidification du noyau pulpeux avec la dégénérescence est observée au travers de l'augmentation de la contrainte moyenne de Von Mises et de la diminution de la déformation moyenne (voir Figure 4.17 et Figure 4.21b)). Cette rigidification est également obtenue par Nikkhoo et al. (2018) et Maquer et al. (2015) via des valeurs plus élevées de module d'élasticité dans le cas des disques dégénérés, comparativement aux disques sains. Iatridis et al. (1997) ont observé une évolution similaire au travers d'une augmentation significative de la norme du module de cisaillement complexe du noyau pulpeux avec la dégénérescence, ce qui est cohérent avec une rigidification du noyau pulpeux. Ils ont aussi remarqué une dissipation plus faible de l'énergie par le noyau pulpeux avec la dégénérescence, via l'évolution de la tangente du déphasage entre la sollicitation imposée et la réponse en sortie. Cette dissipation plus faible d'énergie semblerait être en accord avec l'augmentation des efforts aux interfaces et l'augmentation de la proportion de chargement repris par les vertèbres.

Les résultats précédents relatifs au noyau pulpeux mettent cependant en avant une augmentation de la contrainte moyenne de Von Mises et une diminution de la pression moyenne avec la dégénérescence. Des évolutions similaires ont été obtenues par Schmidt et al. (2007) dans leur étude par éléments finis. En effet, ces derniers augmentaient les valeurs des coefficients  $c_{10}$  et  $c_{01}$  de la loi de comportement hyper-élastique (Mooney-Rivlin) définissant le comportement du noyau pulpeux avec la dégénérescence, ce qui augmentait, selon eux, la valeur du module d'élasticité de ce matériau. De plus, ils observaient une diminution de la pression intra-discale avec la dégénérescence, suite à l'application de moments dans différentes directions. Deux hypothèses peuvent être proposées pour expliquer les évolutions inverses de la moyenne des pressions et de celle des contraintes dans le noyau

pulpeux. Tout d'abord, la contrainte de Von Mises et la pression ne sont pas calculées de la même manière. En effet, la contrainte de Von Mises est obligatoirement positive par définition alors que la pression peut prendre des valeurs positives et négatives (HyperWorks\_14.0, sd). Ainsi la moyenne des contraintes de Von Mises est nécessairement positive alors que la moyenne des pressions peut être négative. De plus, ces deux paramètres n'ont pas la même signification physique. La pression est calculée uniquement à partir des contraintes normales alors que la contrainte de Von Mises prend aussi en compte les contraintes de cisaillement (HyperWorks\_14.0, sd). Cette évolution inverse avec la dégénérescence peut également être considérée comme une limite à l'utilisation d'éléments solides dans le noyau pulpeux. Dans le cas d'un disque sain, la pression représenterait mieux le comportement du noyau pulpeux car le comportement de ce dernier est proche de celui d'un fluide avec un chargement similaire au sein du noyau pulpeux. Dans le cas de disques dégénérés, avec la rigidification du noyau pulpeux et l'apparition de défauts dans ce dernier (Thompson et al., 1990), l'utilisation de la contrainte de Von Mises pourrait être plus représentative de ce comportement.

## **5.2 Effets simples et combinés de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture**

Au vu des conclusions de la section précédente, les effets des deux composantes du vieillissement peuvent être interprétés. Par souci de clarté, les analyses de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sont réalisées dans deux sections séparées. Les effets combinés de ces deux phénomènes, aussi appelé vieillissement de la colonne vertébrale par la suite, sont discutés en même temps que les fractures.

### **5.2.1 Méthodologie suivie**

L'effet de la dégénérescence sur les mécanismes de fracture a été analysé à l'aide de trois modèles numériques de disques intervertébraux représentant chacun un degré de dégénérescence différent. Comme décrit précédemment, le modèle de disque dégénéré donne des résultats en accord avec la littérature, même si une validation expérimentale est

recommandée. Le degré de dégénérescence correspondant au modèle de disque dit légèrement dégénéré a été supposé à partir de l'âge des spécimens utilisés pour la calibration de ce disque (Wagnac et al., 2011) car aucune autre information ne permettait de conclure. Un disque sain a également été modélisé pour investiguer la présence de différences éventuelles avec le disque légèrement dégénéré. En effet, il est difficile d'obtenir des segments vertébraux humains avec des disques sains dans le but de caractériser expérimentalement leur comportement en compression à haute vitesse. Il a donc été choisi d'extrapoler les propriétés des disques dégénérés et légèrement dégénérés pour définir celles du disque sain dans des conditions de chargement identiques, soit à 1 m/s. La géométrie n'a pas été modifiée car cette dernière évolue moins rapidement dans les premiers stades de dégénérescence (Pfirrmann et al., 2001; Thompson et al., 1990).

Concernant la perte de qualité osseuse, les âges correspondants ont été choisis de manière à étudier uniquement l'effet du vieillissement et à couvrir la majeure partie de la vie d'un individu. Ainsi la période de croissance d'un individu n'est pas considérée. C'est pourquoi l'âge de 20 ans a été choisi pour représenter des vertèbres sans perte de qualité osseuse. La perte de qualité osseuse légère a été associée à des propriétés osseuses de 40 ans car il a été supposé qu'à cet âge, la qualité osseuse était légèrement inférieure à celle à 20 ans sans être réduite de manière trop importante. De plus, à 40 ans, de nombreux disques présentent déjà un début de dégénérescence sans que celle-ci ne soit trop avancée (Miller et al., 1988). Cela permet alors d'étudier les effets d'un vieillissement réaliste et combiné des vertèbres et des disques. Enfin, les propriétés osseuses à 90 ans ont été utilisées pour modéliser une perte de qualité osseuse importante, d'une part car ces propriétés ont été utilisées lors de l'optimisation des propriétés du disque dégénéré (voir CHAPITRE 3) et d'autre part car le choix de cet âge, et les choix précédents, permettent de couvrir presque l'intégralité de la vie d'un individu adulte (de 20 ans à 90 ans).

Ainsi, la méthode utilisée permet de réaliser une première étude sur l'effet du vieillissement sur les mécanismes de fracture. Il apparaît toutefois important de réaliser une validation des différentes modélisations de la dégénérescence avant de poursuivre l'exploitation de ces

modèles. De plus, l'analyse statistique réalisée est basée sur les résultats de neuf simulations, ce qui est un nombre relativement faible étant donné que les essais ne peuvent pas être répétés (les mêmes résultats seraient alors obtenus). Par ailleurs, certains graphiques de résidus analysant la normalité des résidus ont montré que dans certains cas, la distribution des résidus ne suivait pas parfaitement celle d'une loi normale. Le faible nombre de simulations peut être une explication à cela. Ainsi, des analyses statistiques complémentaires sont recommandées, en incluant une plus grande quantité d'essais. Par conséquent, les mentions d'effets significatifs de la dégénérescence ou de la perte de qualité osseuse indiquées dans le CHAPITRE 4 sont plutôt considérées comme des tendances. Ces résultats permettent toutefois de conclure que ces effets sont potentiellement significatifs d'où l'importance de poursuivre le travail réalisé avec une validation expérimentale suivie d'une exploitation plus approfondie du modèle numérique. Par ailleurs, les interactions entre la dégénérescence et la perte de qualité osseuse apparaissent parfois comme significatives, ce qui peut s'expliquer par le fait qu'un des deux effets principaux est souvent significatif. Il serait important de vérifier si ces résultats sont confirmés après validation des modèles de dégénérescence et suite à un plan d'expérience comportant un nombre plus important de simulations. Dans les conditions actuelles, le risque d'erreur d'interprétation de la signification physique de ces interactions est jugé trop élevé. De plus, l'effet quadratique de la perte de qualité osseuse n'est pas significatif sur les variables de sortie étudiées. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que les propriétés osseuses utilisées suivent une évolution linéaire avec l'âge (voir section 3.2.4.1) et les trois cas de perte de qualité osseuse modélisés sont associés à trois âges des os différents. Dans le cas de l'effet quadratique de la dégénérescence, une calibration des propriétés du disque sain serait nécessaire pour conclure sur l'influence significative de ce facteur.

Par ailleurs, le chargement et les déformations dans les fibres de collagène n'ont pas été étudiés. En effet, les fibres de collagène réagissent uniquement lorsqu'elles sont sollicitées en tension. Par conséquent, lors d'une compression du segment vertébral, les fibres sont peu sollicitées. Le gonflement des disques suite à la compression du segment pourrait entraîner

une sollicitation des fibres de collagène mais cette dernière étant jugée faible, elle n'a pas été étudiée.

Enfin, il a été choisi de tester toutes les combinaisons possibles entre trois degrés de dégénérescence des disques intervertébraux et trois pertes de qualité osseuse. Ainsi une compréhension plus précise des mécanismes mis en jeu par chacun des phénomènes est possible, tout en permettant l'analyse de leur effet combiné. Par conséquent, cette méthode apporte davantage d'informations que celle utilisée par Kurutz et Oroszvary (2010) qui ont fait varier simultanément la qualité de l'os et les propriétés des disques intervertébraux. Certaines combinaisons de dégénérescence et de perte de qualité osseuse semblent a priori peu fréquentes comme une perte de qualité osseuse importante et des disques sains ou encore aucune perte de qualité osseuse et des disques dégénérés. Ces situations pourraient toutefois être retrouvées dans le cas de certaines pathologies affectant la colonne vertébrale.

### **5.2.2 Effets de la dégénérescence sur les mécanismes de fracture et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral**

Tout d'abord, les résultats du CHAPITRE 4 ont montré que pour un même chargement appliqué au segment vertébral, des disques dégénérés se déforment moins que des disques sains. Par conséquent, comme le déplacement est imposé au corps rigide de la vertèbre T11, une plus grande déformation est reprise par les vertèbres. Comme le critère de rupture des vertèbres est basé sur la déformation des éléments composant l'os cortical et l'os trabéculaire, une diminution du déplacement à la rupture est observée avec la dégénérescence. De plus, étant donné que la vitesse de compression est imposée, il est logique que le temps et le déplacement à la rupture suivent des évolutions semblables, avec une réduction de ces deux facteurs comprises entre 30% et 40% avec la dégénérescence. Ainsi, un segment vertébral avec des disques dégénérés peut se comprimer dans une moindre mesure et il est donc capable de résister à des compressions d'amplitude plus faible avant de se fracturer.

En parallèle, les forces à la rupture des segments vertébraux sont relativement constantes avec la dégénérescence ce qui implique que le segment vertébral peut résister à des charges similaires quel que soit le degré de dégénérescence des disques intervertébraux. Avec des simulations numériques, Maquer et al. (2015) ont obtenu au contraire une diminution significative de la force à la rupture du segment avec la dégénérescence. Toutefois, l'écart absolu entre la force à la rupture moyenne du groupe avec un disque sain et celui avec un disque dégénéré restait faible (soit 193 N). Cette diminution est comparable en valeur absolue avec celle obtenue dans ce projet dans le cas de segments vertébraux sans perte de qualité osseuse entre des disques sains et des disques dégénérés (187 N), même si les forces à la rupture mises en jeu sont plus élevées. Cependant, avec l'augmentation de la perte de qualité osseuse, la diminution de la force à la rupture avec la dégénérescence devient moins importante et la force à la rupture augmente même dans le cas d'une perte de qualité osseuse importante. La perte de qualité osseuse offre donc une explication aux différences observées par rapport à l'étude de Maquer et al. (2015) de même que la dimension des segments étudiés (trois vertèbres et deux disques dans le cas de ce projet contre une vertèbre et deux disques dans le cas de l'étude de Maquer et al. (2015)), et le chargement appliqué ou encore les propriétés des disques déterminées à basse vitesse par Maquer et al. (2015).

De plus, étant donné que la force à la rupture reste constante mais que le déplacement à la rupture diminue avec la dégénérescence, la raideur globale du segment augmente. Des résultats similaires ont été numériquement obtenus par Kumaresan et al. (2001), avec une augmentation de la raideur du segment en présence de dégénérescence suite à un mécanisme de compression. Une évolution semblable a été numériquement observée par Bashkuev et al. (2018), avec une diminution significative de la compression subie par un segment vertébral, avec la dégénérescence face à une force imposée, ce qui correspond à une augmentation de la raideur du segment. Polikeit et al. (2004) ont également remarqué, au cours d'une étude numérique, une augmentation de la raideur dans les cas de dégénérescence avancée. Enfin, l'énergie à la rupture dépend des valeurs de force et de déplacement à la rupture, car elle est définie comme étant l'aire sous la courbe force-déplacement jusqu'au point de rupture. Ainsi, pour une valeur de force à la rupture constante (variations inférieures à 7%), un déplacement



à la rupture plus faible avec la dégénérescence implique une diminution de l'énergie à la rupture, d'où les résultats observés dans ce projet. Par conséquent, il semble cohérent que les diminutions du déplacement et de l'énergie à la rupture avec la dégénérescence soient proches, c'est à dire environ 30-40%.

Par ailleurs, les pentes des efforts résultants au cours du temps aux interfaces entre le disque intervertébral et les plateaux vertébraux augmentent avec la dégénérescence, pour un même chargement du segment vertébral. Ainsi, des efforts plus grands sont transmis aux disques intervertébraux. Or, la déformation des disques étant plus faible avec la dégénérescence pour une même compression du segment vertébral, la raideur des disques augmente donc avec la dégénérescence.

Toujours dans le disque intervertébral, avec la dégénérescence et pour une même compression du segment, la pression du noyau pulpeux diminue (pertes de 30% à 50% selon le disque intervertébral et la perte de qualité osseuse) et les contraintes moyennes dans le noyau pulpeux ainsi que les contraintes moyennes et maximales dans la matrice de l'anneau fibreux augmentent. Les efforts plus importants transmis aux disques au niveau des interfaces permettent d'expliquer l'augmentation des contraintes dans le disque. La différence d'évolution de la contrainte moyenne et de la pression moyenne dans le noyau pulpeux a déjà été discutée précédemment (voir section 5.1.3). Concernant l'augmentation de contraintes dans le disque intervertébral, la contrainte moyenne dans la matrice de l'anneau fibreux augmente de manière plus importante que celle dans le noyau pulpeux (avec des hausses respectivement de 200% à 325% et de 60% à 150%). Ainsi, avec la dégénérescence, la matrice de l'anneau fibreux devient plus chargée que le noyau pulpeux, aussi bien en considérant la contrainte moyenne de Von Mises dans le noyau pulpeux que la pression moyenne. Le chargement du noyau pulpeux est alors transféré vers l'anneau fibreux avec la dégénérescence. Par conséquent, le centre du disque intervertébral est déchargé au profit des régions périphériques. De plus, à une compression donnée du segment vertébral, la diminution de la déformation moyenne dans la matrice de l'anneau fibreux est proportionnellement plus grande que celle dans le noyau pulpeux. Par conséquent, la raideur

de la matrice de l'anneau fibreux augmente de manière plus importante avec la dégénérescence que celle du noyau pulpeux. Ainsi, l'augmentation plus importante de la raideur de la matrice de l'anneau fibreux peut être une explication à ce transfert de chargement du centre vers la périphérie du disque intervertébral. Ces résultats concordent avec ceux de Nachemson (1965) qui ont montré qu'entre un disque sain et un disque partiellement dégénéré, le chargement du noyau pulpeux diminue alors que celui de la région postérieure de l'anneau fibreux dans la direction verticale augmente. La distinction de plusieurs régions dans l'anneau fibreux n'ayant pas été réalisée dans le modèle par éléments finis utilisé dans ce projet, une comparaison plus approfondie avec l'étude de Nachemson (1965) n'est pas possible. L'ajout de la distinction de plusieurs régions dans l'anneau fibreux et/ou dans le noyau pulpeux pourrait permettre une compréhension plus précise des transferts de chargement. Deux distinctions sont proposées sur la Figure 5.2.

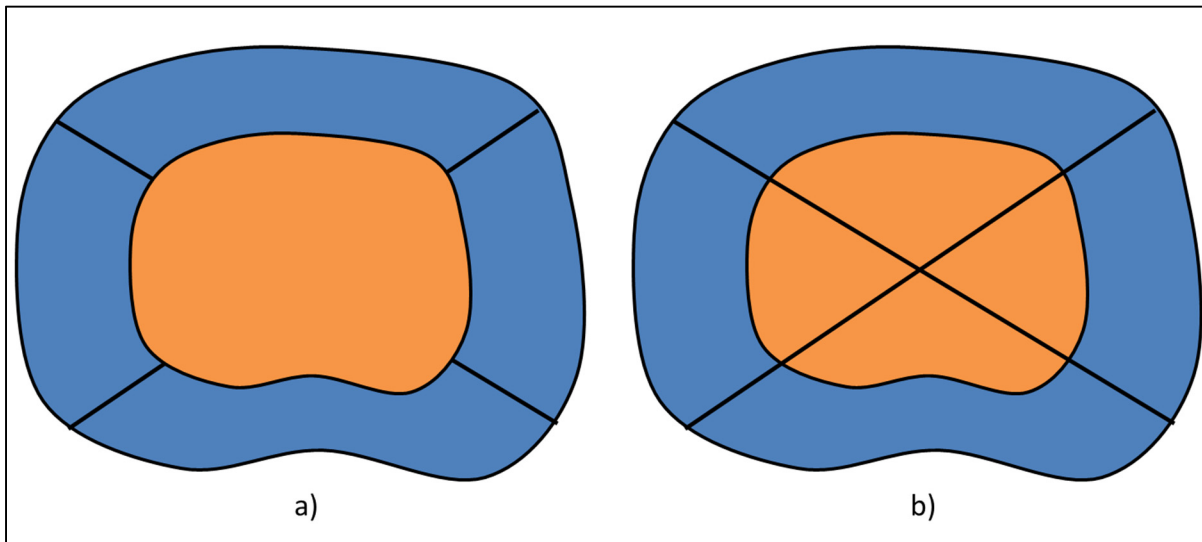


Figure 5.2 Différentes propositions de segmentations de l'anneau fibreux (en bleu) et/ou du noyau pulpeux (en orange)

La différence de variations relatives observée entre les disques T11-T12 et T12-L1 (sur les valeurs de pressions, de contraintes moyennes dans le noyau pulpeux ou de déformations moyennes dans ce même composant) peuvent être attribuées en partie au fait que la hauteur du disque T12-L1 est plus faible que celle du disque T11-T12. Le niveau vertébral pourrait

également avoir une influence mais aucun élément de cette étude ne permet de conclure à ce sujet. L'effet de la perte de qualité osseuse sera discuté plus loin.

Une modification de la répartition des déformations dans les régions vertébrales est également observée avec la dégénérescence. En effet, la proportion des déformations de la région supérieure centrale et celle de la région inférieure centrale de la vertèbre T12 diminuent avec la dégénérescence. Au contraire, celles de la région supérieure antérieure et de la région inférieure antérieure augmentent. Un déchargement des régions centrales de la vertèbre T12, similaire à celui du noyau pulpeux, est alors observé avec la dégénérescence, au profit des régions antérieures. Il apparaît logique de retrouver ce comportement sur la vertèbre T12. En effet, avec la dégénérescence, le noyau pulpeux est proportionnellement moins sollicité que l'anneau fibreux. Ainsi, une proportion plus importante des efforts transmis du disque à la vertèbre inférieure passe par la périphérie de la vertèbre (via l'anneau fibreux), diminuant celle transmise au centre de la vertèbre (via le noyau pulpeux), d'où les conséquences observées au niveau vertébral. Polikeit et al. (2004) ont également remarqué qu'avec la dégénérescence, les régions périphériques de la vertèbre avaient tendance à contenir les déformations les plus importantes. Par ailleurs, dans ce projet, les régions supérieures de la vertèbre T12 sont plus déformées que les régions inférieures. Ce phénomène s'explique par l'application de la compression dans la direction supérieure-inférieure des vertèbres. Ainsi, il apparaît logique que les régions supérieures de la vertèbre T12 soient plus sollicitées que les régions inférieures car ce sont les premières à absorber le chargement appliqué. Ces résultats sont dans l'ensemble en accord avec ceux de Maquer et al. (2015) qui ont calculé les dommages dans les régions antérieure, centrale et postérieure de l'os trabéculaire du corps vertébral à l'aide notamment des déformations des éléments. Avec et sans la dégénérescence, les dommages dans les régions antérieure et postérieure sont plus importants que ceux dans la région centrale, contrairement aux résultats obtenus au cours de ce projet. Cependant, l'augmentation des dommages dans les régions périphériques avec la dégénérescence, observée par Maquer et al. (2015), semble plus élevée que celle dans la région centrale, ce qui est en accord avec les résultats du projet actuel. Le nombre plus faible

de régions dans l'os trabéculaire par rapport aux régions définies dans ce projet empêche une comparaison plus approfondie.

Par ailleurs, les faibles déformations dans les éléments postérieurs de la vertèbre T12 de l'étude actuelle peuvent s'expliquer par le fait que seule une compression est appliquée. De plus, les éléments de l'os cortical n'ont pas atteint la limite d'élasticité et ont, par conséquent, une déformation plastique nulle. L'os cortical étant plus rigide que l'os trabéculaire, il se déforme moins, d'où les résultats des déformations obtenus dans cette région.

En outre, lorsque la dégénérescence progresse, des ostéophytes se forment en périphérie des vertèbres (Thompson et al., 1990) et une part importante des ostéophytes de l'étude Al-Rawahi et al. (2011) était localisée dans la région antérieure latérale de la vertèbre. En considérant le transfert du chargement du noyau pulpeux vers l'anneau fibreux ainsi que le déchargement des régions centrales des vertèbres au profit des régions antérieures avec la dégénérescence, des similitudes semblent exister. Ainsi l'hypothèse suivante peut être posée. Dans les régions particulièrement sollicitées de la vertèbre, une quantité plus importante d'os se forme au cours du remodelage osseux pour s'adapter à la répartition du chargement qui est modifiée avec la dégénérescence. Les ostéophytes pourraient constituer une adaptation des vertèbres face à la dégénérescence des disques ce qui rejoint l'hypothèse d'Al-Rawahi et al. (2011). Dans leur étude par éléments finis, Kumaresan et al. (2001) ont également émis l'hypothèse d'un lien entre la formation des ostéophytes et les changements mécaniques survenant suite à la dégénérescence des disques intervertébraux. La Figure 5.3 synthétise les mécanismes intervenant en présence de dégénérescence au travers d'une mise en relation des résultats et des hypothèses de l'étude actuelle.

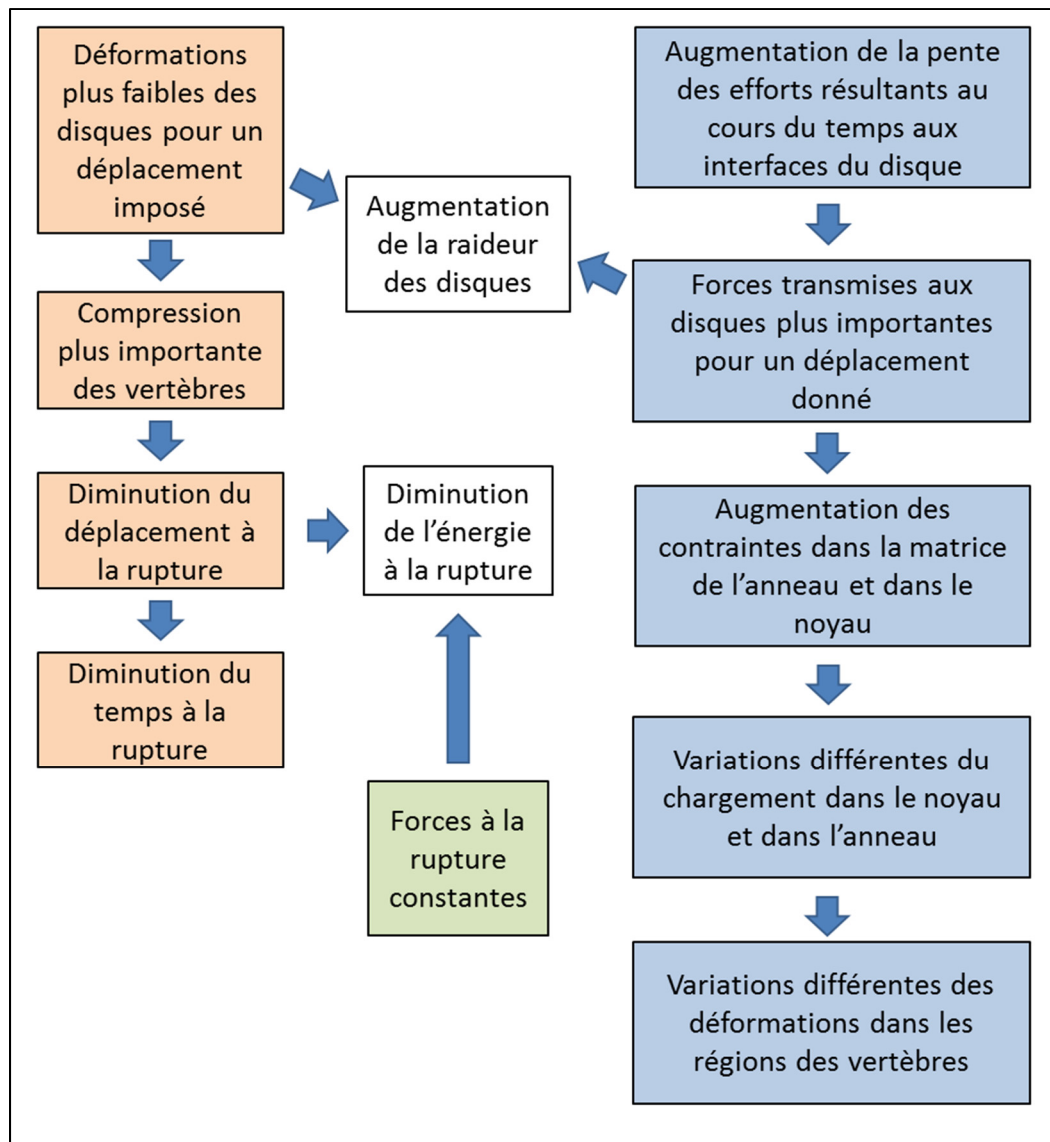


Figure 5.3 Synthèse des mécanismes mis en jeu en présence de dégénérescence

### 5.2.3 Effets de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral

En ce qui concerne la perte de qualité osseuse des vertèbres, cette dernière induit une forte diminution de la force à la rupture, d'environ 70-75%. Cette réduction peut s'expliquer par la modélisation de la perte de qualité osseuse avec des valeurs plus faibles de modules d'élasticité, de contraintes à la rupture et de limites d'élasticité des os sans modifier les

valeurs de déformations à la rupture. Ainsi, pour une même compression du segment, les déformations produites dans les vertèbres sont associées à des contraintes plus faibles. Une force à la rupture plus faible est alors générée et un segment avec une perte de qualité osseuse peut donc résister à des charges moins élevées avant de se fracturer. Ces résultats sont plutôt en accord avec ceux obtenus lors d'études expérimentales (Mosekilde et al., 1987; Shirado et al., 1992). En effet, lors de la compression d'une unité fonctionnelle à basse vitesse, les forces à la rupture obtenues par Shirado et al. (1992) ont tendance à diminuer lorsque la densité minérale osseuse diminue. De plus, si la densité minérale osseuse baisse, la perte de qualité osseuse progresse. Ainsi, ces résultats sont en accord avec les résultats de l'étude actuelle. Par ailleurs, Mosekilde et al. (1987) ont remarqué une diminution de la contrainte à la rupture avec l'âge au cours d'essais expérimentaux en compression sur des échantillons osseux. La perte de qualité osseuse modélisée dans l'étude actuelle ayant été représentée en augmentant l'âge des vertèbres à partir des jeux de propriétés déterminés par Garo (2010), les résultats de Mosekilde et al. (1987) sont cohérents avec ceux obtenus dans le CHAPITRE 4.

Par ailleurs, le déplacement à la rupture diminue de 15% à 25% avec la perte de qualité osseuse même si la valeur de la déformation à la rupture des os n'est pas modifiée. En effet, comme les vertèbres contiennent des contraintes et des déformations plus faibles, un chargement également plus faible est transmis aux disques intervertébraux. Ce phénomène est mis en avant, au niveau des interfaces entre le disque et les plateaux vertébraux, par une diminution de la pente moyenne de l'effort résultant transmis en fonction du temps (donc en fonction du déplacement) quand la perte de qualité osseuse progresse. Le disque perçoit ainsi des efforts réduits avec la perte de qualité osseuse. La déformation du disque en réponse à ces efforts est donc réduite, ce qui se traduit par des déformations plus faibles dans le noyau pulpeux et dans la matrice de l'anneau fibreux à un temps donné (soit à un déplacement donné du corps rigide de la vertèbre T11). Cependant, comme la compression du segment est imposée, une déformation plus faible des disques induit une déformation plus grande des vertèbres. Par conséquent, une compression d'amplitude plus faible est nécessaire pour

fracturer le segment d'où la diminution du déplacement à la rupture avec la perte de qualité osseuse.

Pour finir sur les paramètres de rupture, les valeurs d'énergie et de temps à la rupture sont réduites avec la perte de qualité osseuse. L'évolution similaire du temps et du déplacement à la rupture est attendue à cause de l'application d'une vitesse de compression au segment vertébral. De plus, étant donné que la force et le déplacement à la rupture diminuent avec la dégénérescence, il est cohérent que l'énergie à la rupture diminue également puisqu'elle dépend de ces deux paramètres. Toutefois, la diminution de l'énergie à la rupture avec la perte de qualité osseuse est supérieure à la diminution de la force et du déplacement à la rupture prises séparément mais elle est plus faible que la somme de ces deux réductions, ce qui semble logique.

Par ailleurs, concernant le chargement des disques intervertébraux, la pression et la contrainte moyennes de Von Mises dans le noyau pulpeux ainsi que les contraintes de Von Mises dans la matrice de l'anneau fibreux diminuent avec la perte de qualité osseuse. Ces résultats sont cohérents avec les résultats précédents car des vertèbres avec une perte de qualité osseuse transmettent des efforts plus faibles aux disques. Par conséquent, les contraintes dans ces derniers sont réduites. Toutefois, le noyau pulpeux est davantage affecté par la perte de qualité osseuse que la matrice de l'anneau fibreux. En effet, la pression et la contrainte moyenne dans le noyau pulpeux diminuent respectivement d'environ 70% et 50% avec la perte de qualité osseuse alors que la réduction des contraintes maximales et moyennes dans la matrice de l'anneau fibreux est comprise entre 20% et 40%. Ces réductions peuvent s'expliquer par les propriétés de l'os cortical et de l'os trabéculaire car les régions centrale et périphérique des plateaux vertébraux ont respectivement les propriétés des matériaux de l'os trabéculaire et de l'os cortical. Or, avec la perte de qualité osseuse, les variations relatives des deux os sont différentes et sont synthétisées au Tableau 5.1. Ainsi, les propriétés de l'os trabéculaire diminuent proportionnellement de manière beaucoup plus importante que celles de l'os cortical. Par conséquent, avec la perte de qualité osseuse, les contraintes dans le centre des plateaux vertébraux (avec les propriétés de l'os trabéculaire) diminuent

proportionnellement plus rapidement que celles dans la périphérie des plateaux vertébraux (avec les propriétés de l'os cortical). Ainsi, le chargement transmis aux disques suit la même évolution et les contraintes dans le noyau pulpeux diminuent plus rapidement que celles dans la matrice de l'anneau fibreux. Par conséquent, avec la perte de qualité osseuse, les disques sont moins sollicités car les déformations et les contraintes dans ces derniers baissent. Il est donc supposé que pour un même état de dégénérescence des disques intervertébraux d'un segment vertébral, la perte de qualité osseuse diminue le risque de dommages au niveau des disques suite à une sollicitation mécanique.

Tableau 5.1 Évolution comparée des propriétés de l'os cortical  
et de l'os trabéculaire selon la perte de qualité osseuse  
Adaptée de Garo (2010)

|                            | <b>Paramètres des matériaux<br/>(pourcentages de<br/>différences par rapport à<br/>la même propriété à<br/>20 ans)</b> | <b>Aucune<br/>perte de<br/>qualité<br/>osseuse<br/>(20 ans)</b> | <b>Perte de<br/>qualité<br/>osseuse<br/>légère<br/>(40 ans)</b> | <b>Perte de<br/>qualité<br/>osseuse<br/>importante<br/>(90 ans)</b> |
|----------------------------|--|---|---|---|
| <b>Os<br/>trabéculaire</b> | <b>Module d'élasticité (MPa)</b>   | 81,6<br>(0%)  | 66,1<br>(-19%)  | 27,4<br>(-66%)  |
|                            | <b>Contrainte à la rupture<br/>(MPa)</b>   | 5,9<br>(0%)   | 4,78<br>(-19%)  | 1,98<br>(-66%)  |
| <b>Os cortical</b>         | <b>Module d'élasticité (MPa)</b>   | 2656,6<br>(0%)  | 2490,0<br>(-6%)   | 1927,5<br>(-27%)  |
|                            | <b>Contrainte à la rupture<br/>(MPa)</b>   | 192,0<br>(0%)   | 180,0<br>(-6%)  | 139,45<br>(-27%)  |

Cette évolution avec la perte de qualité osseuse est également observée au niveau des déformations dans les vertèbres. Comme pour la dégénérescence, la région supérieure centrale est moins sollicitée au profit de la région supérieure antérieure. Le même phénomène est observé dans les régions inférieure centrale et inférieure antérieure. Ainsi, la distribution



des déformations dans la vertèbre T12 est transférée depuis les régions centrales vers les régions antérieures avec la perte de qualité osseuse. La proportion des déformations plastiques dans les régions supérieure postérieure et inférieure postérieure ne suit pas de tendance particulière avec la perte de qualité osseuse. Cependant, en considérant uniquement les pertes de qualité osseuse survenant dans le cas de disques sains ou légèrement dégénérés, la proportion de déformations dans les régions postérieures augmente avec la perte de qualité osseuse. Ces résultats sont cohérents avec l'évolution de la répartition décrite précédemment, c'est-à-dire avec un déchargement des régions centrales au profit des régions périphériques. Dans le cas de disques dégénérés, la perte de qualité osseuse diminue la proportion du chargement dans la région postérieure supérieure et celle de la région inférieure postérieure ne suit pas de tendance particulière. Ces cas sont les seuls pour lesquels les disques ont subi une modification de leur géométrie, qui pourrait être la cause de ce comportement différent. Il serait intéressant d'analyser les efforts aux interfaces des facettes pour mieux comprendre les mécanismes mis en jeu. Par ailleurs, il apparaît clairement que les régions supérieures de la vertèbre T12 sont plus chargées que les régions inférieures, ce qui semble logique étant donné que la compression est imposée dans la direction supérieure-inférieure.

Enfin, les lieux d'initiations de fracture correspondent bien aux répartitions des déformations dans la vertèbre T12 et sont détaillés à la section 5.2.4. Une synthèse des mécanismes mis en jeu lors de la perte de qualité osseuse est représentée à la Figure 5.4.

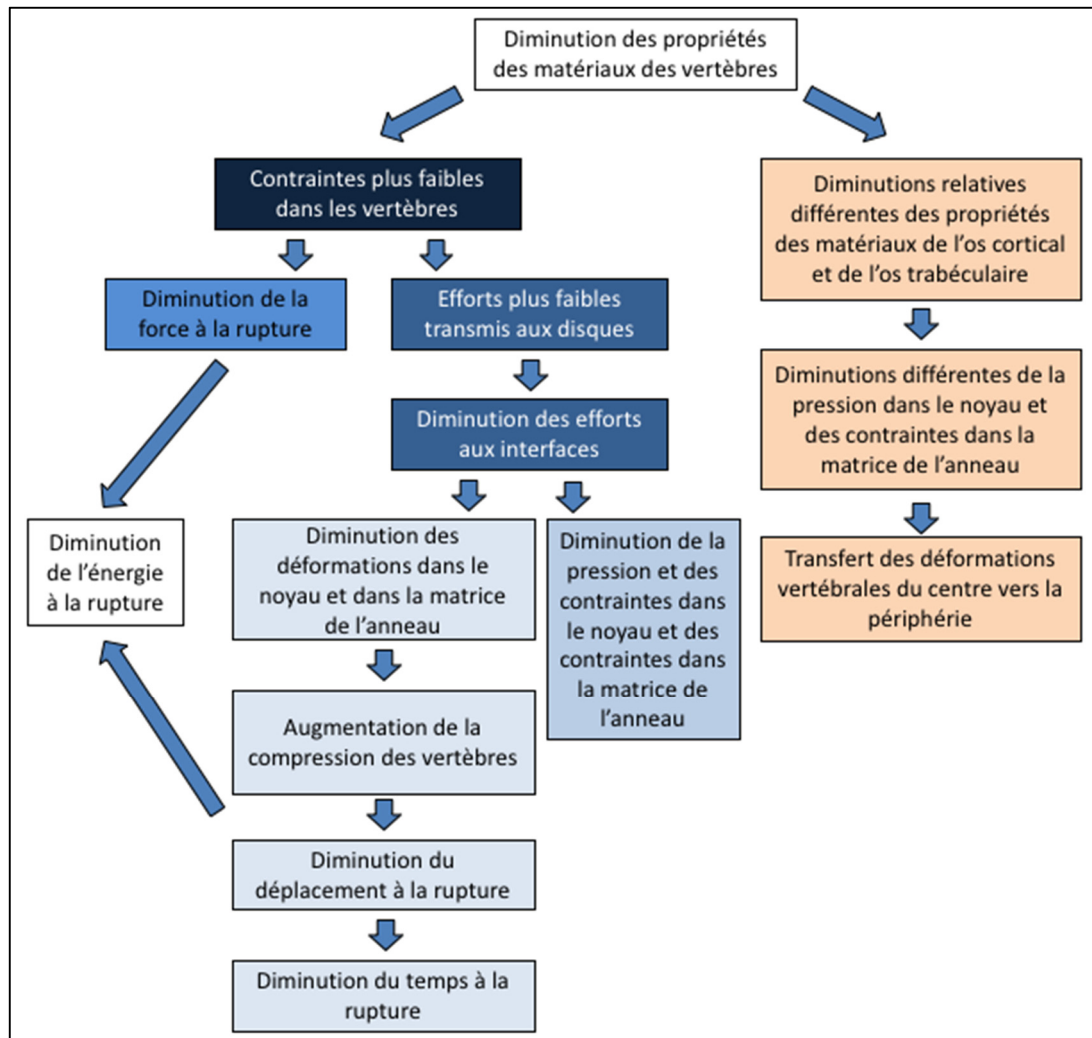


Figure 5.4 Synthèse des mécanismes mis en jeu lors de la perte de qualité osseuse

#### 5.2.4 Effets combinés de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes et les patrons de fractures et sur la distribution des déformations dans le segment vertébral

Une fois les effets isolés de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse analysés, la combinaison de ces deux phénomènes est étudiée car ces derniers surviennent fréquemment conjointement. Concernant les paramètres de rupture, la dégénérescence et la perte de qualité osseuse réduisent le déplacement et l'énergie à la rupture. Cette réduction est d'autant plus importante lorsque ces deux phénomènes surviennent en même temps. Au contraire, la dégénérescence a peu d'effet sur la force à la rupture du segment vertébral, c'est-à-dire sur sa

résistance face à une charge extérieure, alors que la perte de qualité osseuse diminue la force à la rupture. Par conséquent, le vieillissement global de la colonne vertébrale a un effet peu différent de celui de la perte de qualité osseuse seule sur la force à la rupture du segment vertébral.

Concernant la pente moyenne de l'effort résultant transmis au niveau des interfaces des disques, cette pente augmente avec la dégénérescence et diminue avec la perte de qualité osseuse. Ainsi, les deux composantes du vieillissement ont tendance à se compenser lorsqu'elles sont combinées. Les écarts les plus importants de cette pente sont obtenus entre un segment sans perte de qualité osseuse et avec des disques dégénérés, et un segment avec des disques sains et une perte de qualité osseuse importante. Ceci est également observable au niveau des contraintes dans la matrice de l'anneau fibreux et dans le noyau pulpeux, avec dans les deux cas, une diminution et une augmentation des contraintes avec respectivement la perte de qualité osseuse et la dégénérescence, pour une compression donnée du segment vertébral. L'augmentation des contraintes dans l'anneau fibreux avec la dégénérescence étant plus importante que leur réduction avec la perte de qualité osseuse, celles-ci augmentent avec le vieillissement combiné de la colonne vertébrale. Pour une force de compression identique, Kurutz et Oroszvary (2010) ont remarqué que les contraintes dans différentes directions dans le noyau pulpeux ainsi que dans la matrice de l'anneau fibreux ne suivaient pas toujours des évolutions monotones avec le vieillissement d'un segment vertébral (dégénérescence des disques intervertébraux et perte de qualité osseuse). Étant donné que les résultats de l'étude actuelle ont mis en évidence une évolution différente des contraintes dans le disque en fonction de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence, il est possible que leur évolution lors de la combinaison des deux phénomènes de vieillissement ne donne pas un comportement monotone. Cette hypothèse reste valide même si la contrainte de Von Mises utilisée dans l'étude actuelle est une contrainte équivalente prenant en compte les contraintes dans plusieurs directions.

Au contraire, la pression intra-discale dans le noyau pulpeux diminue avec la dégénérescence et la perte de qualité osseuse, résultant en une diminution plus importante lorsque ces

phénomènes sont combinés. C'est également le cas des déformations dans les disques intervertébraux, plus spécifiquement dans les noyaux pulpeux et les matrices des anneaux fibreux, pour un même chargement du segment vertébral. Une synthèse de cette analyse est réalisée au Tableau 5.2.

Tableau 5.2 Synthèse de la combinaison de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence d'après les résultats de l'étude actuelle

|  | <b>Effet de la<br/>dégénérescence</b> | <b>Effet de la perte<br/>de qualité osseuse</b> | <b>Effet combiné du<br/>vieillessement</b> |
|--|---------------------------------------|---|--|
| <b>Déplacement à la<br/>rupture</b>                            | Diminution                            | Diminution                                      | Effet combiné<br>(diminution)              |
| <b>Force à la rupture</b>                                      | Aucun effet                           | Diminution                                      | Pas d'effet combiné                        |
| <b>Énergie à la rupture</b>                                    | Diminution                            | Diminution                                      | Effet combiné<br>(diminution)              |
| <b>Pente moyenne au<br/>niveau des interfaces</b>              | Augmentation                          | Diminution                                      | Tendance à se<br>compenser                 |
| <b>Contraintes dans la<br/>matrice de l'anneau<br/>fibreux</b> | Augmentation                          | Diminution                                      | Tendance à se<br>compenser                 |
| <b>Contraintes dans le<br/>noyau pulpeux</b>                   | Augmentation                          | Diminution                                      | Tendance à se<br>compenser                 |
| <b>Pression intra-discale</b>                                  | Diminution                            | Diminution                                      | Effet combiné<br>(diminution)              |
| <b>Déformations moyennes<br/>dans les disques</b>              | Diminution                            | Diminution                                      | Effet combiné<br>(diminution)              |

Par ailleurs, la répartition des déformations dans la vertèbre T12 suit une évolution similaire avec la dégénérescence et la perte de qualité osseuse soit un transfert des déformations des régions centrales vers les régions antérieures. Ce transfert est d'autant plus prononcé lorsque ces deux composantes du vieillissement sont combinées avec, dans le cas d'un segment avec des disques dégénérés et une perte de qualité osseuse importante, plus de 50% des déformations concentrées dans la région supérieure antérieure. De plus, dans le cas d'un disque sain et d'une perte de qualité osseuse importante, le déchargement de la région centrale supérieure est bien avancé puisque cette dernière n'est pas la région contenant le

plus de déformations contrairement aux deux autres cas de disques sains avec des pertes de qualité osseuse moins prononcées. Comme mentionné précédemment, des études complémentaires seront nécessaires pour comprendre les mécanismes régissant le chargement des régions postérieures. En combinant dégénérescence et ostéoporose, Polikeit et al. (2004) ont remarqué que les déformations les plus importantes étaient localisées dans la région postérieure de la vertèbre. Plusieurs raisons peuvent expliquer ces différences. Tout d'abord, le niveau et la dimension du segment étudié sont différentes : le segment L2-L3 est utilisé par Polikeit et al. (2004) alors que le segment T11-L1 est utilisé dans l'étude actuelle. De plus, la perte de qualité osseuse et la dégénérescence n'ont pas été modélisées de la même manière et l'application de la compression diffère. Un transfert similaire du chargement est également observé par Kurutz et Oroszvary (2010) au niveau des plateaux vertébraux : avec la progression du vieillissement, les contraintes de Von Mises les plus élevées ne sont plus situées au centre des plateaux vertébraux mais plutôt en périphérie de ces derniers. Aucune information complémentaire n'étant présente sur cette localisation (régions antérieure, latérale ou postérieure), une comparaison plus approfondie n'est pas possible.

La répartition des déformations dans la vertèbre T12 correspond bien à la localisation des initiations de fracture. En effet, en présence de disques dégénérés ou légèrement dégénérés, la fracture débute dans la région supérieure antérieure latérale de la vertèbre T12, ce qui correspond exactement à la région contenant le plus de déformations. Le fait que cette initiation ne soit pas centrée ne contredit pas la répartition des déformations dans la vertèbre T12. En effet, les régions antérieures et postérieures couvrent également les régions latérales de la vertèbre contrairement aux régions centrales (voir Figure 5.5). Par ailleurs, les initiations de fracture, dans le cas de disques sains et d'une perte de qualité osseuse faible ou nulle, surviennent dans la région postérieure supérieure de T12 et elles sont plutôt centrées dans la direction latérale. Ces deux combinaisons de vieillissement correspondent aux seuls cas où la région supérieure centrale est la région contenant le plus de déformations. Enfin, dans le cas d'un disque sain associé à une perte de qualité osseuse importante, les deux initiations de fracture décrites précédemment surviennent simultanément. Dans cette combinaison spécifique, les régions contenant le plus de déformations sont les régions

supérieure antérieure et supérieure postérieure. L'affaiblissement de la vertèbre T12 est alors plus généralisé car deux initiations de fracture surviennent. Ainsi, il existe une bonne corrélation entre la localisation des initiations de fracture et la répartition des déformations dans les vertèbres.

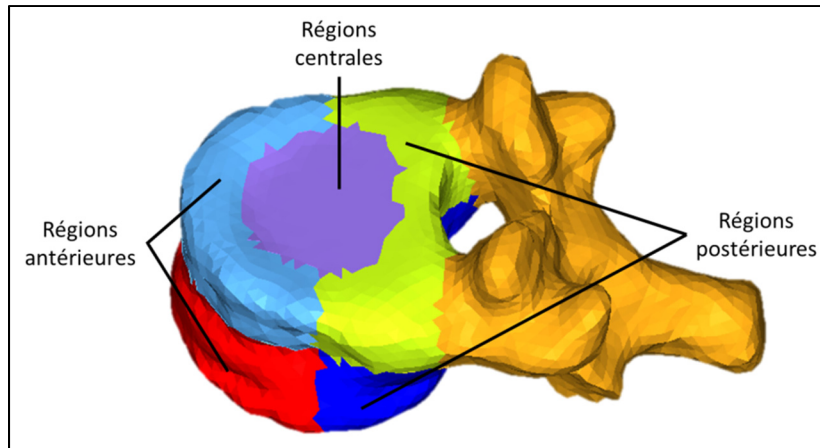


Figure 5.5 Localisation des différentes régions du corps vertébral

Toutefois, des répartitions de déformations proches peuvent donner des initiations de fracture différentes. Cette situation concerne notamment le cas d'un segment avec un disque sain et une perte de qualité osseuse importante et celui d'un segment avec un disque légèrement dégénéré avec une perte de qualité osseuse faible ou nulle. En effet, la répartition des déformations est calculée à partir de la somme des déformations dans une région donnée. Ainsi, une région avec une répartition homogène des déformations et la même région contenant très peu de déformations à l'exception d'une concentration localisée, peuvent avoir des sommes de déformations identiques mais une répartition totalement différente. De plus, il est très fréquent que l'écart-type soit supérieur à la moyenne des déformations dans une région, ce qui indique une forte hétérogénéité des déformations dans la région concernée. Pour remédier à ce problème, il faudrait augmenter le nombre de régions dans le corps vertébral pour obtenir davantage de précision sur la répartition des déformations. Différentes propositions sont synthétisées à la Figure 5.6.

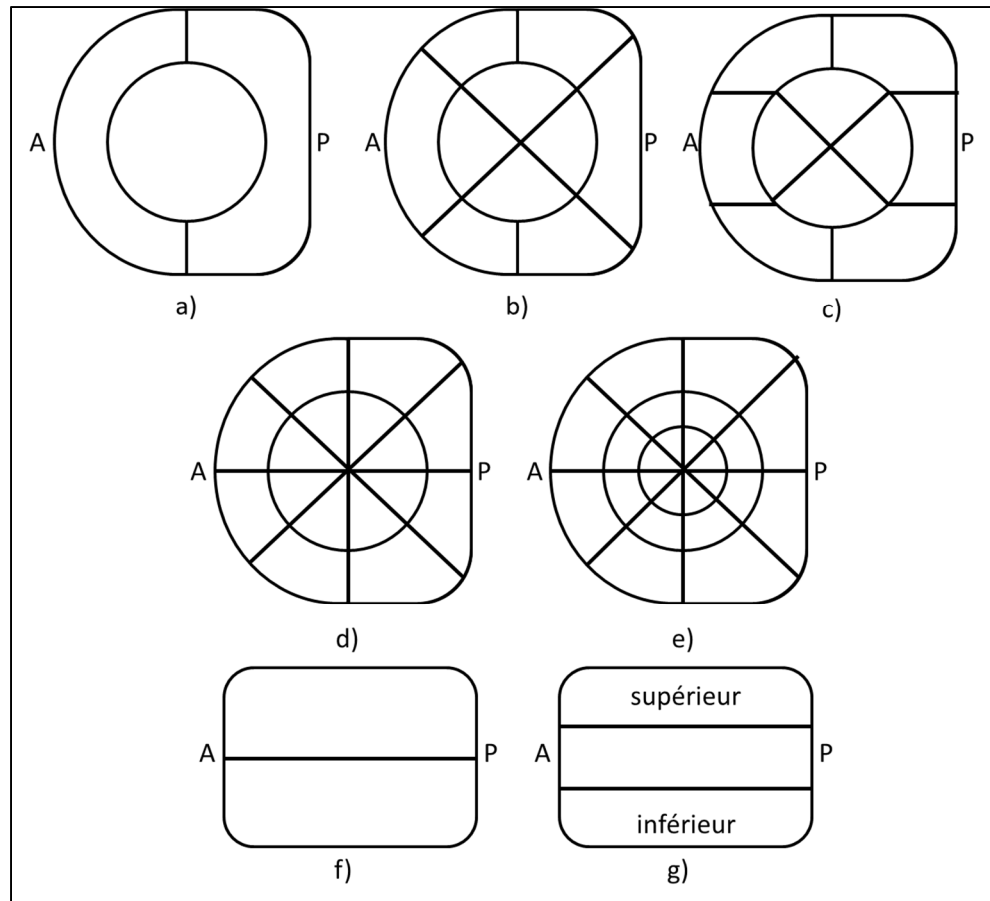


Figure 5.6 Propositions de répartitions de régions dans le corps vertébral (A : antérieur, P : postérieur) : a) régions actuelles dans le plan transversal, b) à e) propositions de raffinement des régions dans le plan transversal, f) régions actuelles dans le plan sagittal et g) proposition de raffinement des régions dans le plan sagittal

Les fractures obtenues dans cette étude semblent être de type A.1.1, A.1.2 ou A.1.3 selon la classification de Magerl et al. (1994) ce qui correspond respectivement à une fracture par tassement des plateaux vertébraux, une fracture par tassement des bords du corps vertébral et une fracture par effondrement du corps vertébral. Les différences au niveau des traits de fracture sont relativement faibles entre chacune des combinaisons de vieillissement, ce qui rend difficile la différenciation des patrons de fracture. Toutefois, les fractures obtenues sont bien de type A selon la classification de Magerl et al. (1994), ce qui correspond aux résultats attendus. En effet, les blessures de type A de cette classification sont dues à un mécanisme de compression qui peut être parfois couplé à de la flexion (Magerl et al., 1994). Étant donné

qu'en présence de disques dégénérés ou légèrement dégénérés, la fracture débute dans la région supérieure antérieure et que cette région contient le plus de déformations, le patron de fracture obtenu est supposé être de type A.1.2, soit une fracture par tassement des bords du corps vertébral. Au contraire, dans les cas de disques sains avec une perte de qualité osseuse faible ou nulle, les initiations de fracture sont localisées dans la région supérieure postérieure et centrées dans la direction latérale. De plus, comme la région supérieure centrale de la vertèbre est la plus chargée, il est supposé qu'une fracture A.1.1 se produit c'est-à-dire une fracture par tassement des plateaux vertébraux. Ces interprétations qualitatives restent toutefois des tendances qu'il faudrait confirmer.

Au cours d'une étude numérique visant à reproduire différents patrons de fracture, Fradet et al. (2014) ont observé une fracture de type A.1.3, selon la classification de Magerl et al. (1994), lorsque le segment vertébral T12-L2 était soumis à de la compression uniquement. Le patron de fracture obtenu par Fradet et al. (2014) est visuellement proche des patrons de fracture observés dans ce projet lors des simulations combinant dégénérescence et perte de qualité osseuse, même si l'identification du patron de fracture diffère légèrement. Dans l'étude expérimentale de Wagnac et al. (2017) réalisée dans des conditions de chargement similaires et ayant servi à l'optimisation des propriétés du disque dégénéré, les patrons de fracture obtenus étaient des fractures comminutives complètes (soit A.3.3) ou des fractures par effondrement du corps vertébral (A.1.3). Même si les patrons de fracture obtenus au cours de ce projet ne semblent pas correspondre avec ceux de Wagnac et al. (2017), des points communs existent néanmoins. Tout d'abord, dans cette étude expérimentale, les spécimens « avec des ostéophytes de petite taille » ont subi davantage de fractures comminutives complètes (soit A.3.3) que ceux du groupe « avec des ostéophytes de taille importante » (Wagnac et al., 2017). De plus, les disques des segments de ce premier groupe étaient dans l'ensemble moins dégénérés que ceux du second groupe (avec respectivement pour les groupes « avec des ostéophytes de petite taille » et « avec des ostéophytes de grande taille », cinq et un disques de degré III, trois et aucun disques de degré IV et aucun et huit disques de degré V sur l'échelle de Thompson et al. (1990)) (Wagnac et al., 2017). Des résultats similaires ont été obtenus par Shirado et al. (1992) avec une proportion beaucoup



plus faible de fractures comminutives dans le cas de segments avec des disques fortement dégénérés (deux spécimens sur six) que dans le cas de segments avec des disques sains ou légèrement dégénérés (cinq spécimens sur cinq). La diminution de la proportion des déformations dans la région supérieure centrale de la vertèbre T12 avec la dégénérescence observée dans ce projet (voir précédemment) pourrait être une explication à la diminution du nombre de fractures comminutives avec la dégénérescence. En effet, avec la dégénérescence, le chargement est davantage transmis par les régions périphériques du segment, déchargeant le centre des disques et des vertèbres. Ainsi, un éclatement de la vertèbre est moins probable de même que le risque d'expulsion d'un fragment vers la moelle épinière comme cela peut survenir lors de fractures comminutives (Magerl et al., 1994). Cette hypothèse est appuyée par l'augmentation, avec la dégénérescence, du temps nécessaire pour supprimer 100 éléments à partir de la suppression du premier élément. Avec la progression de la dégénérescence, la fracture devient plus rapide même si les temps en question restent de l'ordre du dixième de milliseconde ce qui demeure très court. Ainsi, l'énergie accumulée est libérée plus rapidement dans un segment avec des disques sains que dans un segment avec des disques dégénérés. Cette libération brutale d'énergie est donc plus à même d'entraîner l'éclatement de la vertèbre, la formation de fragments et leur propulsion ce qui semble cohérent avec la survenue de fractures comminutives lorsque la dégénérescence des disques est peu avancée.

### **5.3 Discussion générale**

Ce projet visait tout d'abord à développer et calibrer un modèle numérique de disque dégénéré. Ce sous-objectif a été atteint et le disque modélisé a un comportement en accord avec plusieurs études précédentes. Le second sous-objectif consistait à analyser l'effet de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse, en utilisant notamment le disque dégénéré modélisé précédemment. Ainsi, les effets de ces deux composantes du vieillissement ont été étudiés aussi bien au niveau des paramètres de rupture que des initiations de fracture ainsi que des contraintes et des déformations dans les disques et les vertèbres. Les résultats obtenus sont cohérents avec ceux de la littérature et mettent en évidence une influence simple

et/ou combinée de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse. Par conséquent, ce projet participe à l'amélioration de la compréhension des traumatismes affectant la colonne vertébrale, ainsi que des conditions qui mènent à ces traumatismes. Le modèle numérique de disque dégénéré pourrait également fournir des informations qui pourront ensuite être utilisées cliniquement pour estimer la récupération des patients suite à une blessure, comme cela a pu être fait par Facchinello, Beauséjour, Richard-Denis, Thompson, & Mac-Thiong (2017) et par Kaminski, Cordemans, Cernat, M'Bra, & Mac-Thiong (2017) concernant les blessures médullaires. La perte de qualité osseuse et la dégénérescence surviennent relativement tôt au cours de la vie d'un individu, ce qui implique que le vieillissement de la colonne vertébrale affecte une part importante de la population. Il est donc essentiel de comprendre dans quelles mesures ce vieillissement affecte le comportement de la colonne vertébrale pour ensuite prévenir les traumatismes, protéger les personnes à risque et traiter les blessures existantes.

Les résultats obtenus lors de ce projet peuvent être appliqués dans différents domaines. Tout d'abord, étant donné les effets de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les conditions de fracture, il semble important de les inclure lors de l'évaluation des risques de fracture sur un individu. De plus, dépendamment du public ciblé, la prise en compte du vieillissement lors de l'évaluation des performances d'un dispositif de protection peut s'avérer très importante. En effet, si le dispositif est amené à être utilisé par une population vieillissante, il est important de s'assurer que le dispositif offre une protection adaptée et efficace peu importe l'avancement du vieillissement. Par ailleurs, le modèle numérique de disque intervertébral dégénéré développé pourrait servir de comparaison à des essais expérimentaux introduisant la dégénérescence et testant la régénération de disques intervertébraux dans le but de développer de nouveaux traitements limitant la dégénérescence discale. Finalement, le modèle développé pourrait également être utilisé pour poursuivre l'analyse de l'effet de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse sur les mécanismes de fracture dans d'autres conditions de chargement, comme celles étudiées par Fradet et al. (2014).

De notre point de vue, la prochaine étape consisterait à valider la modélisation des disques dégénérés. Pour ce faire, il est proposé de réaliser des essais expérimentaux en compression à haute vitesse jusqu'à la rupture d'un segment vertébral comprenant deux unités fonctionnelles. En effet, un segment vertébral à deux unités fonctionnelles offre la possibilité d'appliquer le chargement sur les vertèbres extrêmes sans affecter la vertèbre centrale, permettant ainsi la représentation d'un comportement plus réaliste dans le cas de cette dernière. Étant donné l'influence de la perte de qualité osseuse sur les résultats, une caractérisation de la qualité osseuse des trois vertèbres avant les essais serait importante. Le degré de dégénérescence des deux disques intervertébraux serait également à évaluer. Pour ce faire, l'acquisition, par IRM et par tomodensitométrie, d'images des disques intervertébraux et des vertèbres est proposée, afin d'évaluer le degré de dégénérescence des disques et la qualité osseuse des vertèbres. Une sollicitation du segment vertébral dans des conditions de chargement quasi-statique ne menant pas à l'endommagement des structures pourrait également être envisagée avant les essais menant à la rupture du segment.

Dans l'objectif d'améliorer la compréhension des mécanismes de fracture en présence du vieillissement de la colonne vertébrale, d'autres propositions peuvent être prises en compte. Tout d'abord, la modélisation de la dégénérescence pourrait être améliorée en considérant les modifications géométriques non retenues dans ce projet comme les ostéophytes ou encore la présence de fissures. Par ailleurs, d'autres cas de chargement pourraient être étudiés comme la flexion, l'extension, la flexion latérale ou encore la torsion. Les ligaments capsulaires ayant été retirés des modèles de cette étude, il serait important de les réintroduire dans le modèle numérique avant de pouvoir simuler d'autres cas de chargement. Par conséquent, il faudrait vérifier que leur présence n'affecte pas le comportement du segment en compression et dans le cas contraire, les propriétés des disques dégénérés seraient potentiellement à ajuster. Les résultats numériques de Bashkuev et al. (2018) montrent qu'avec la dégénérescence, le chargement des ligaments varie en flexion. Ainsi, il serait également intéressant d'améliorer le vieillissement de la colonne vertébrale en incluant le vieillissement des ligaments. Par ailleurs, les stades de dégénérescence les plus avancés pourraient être modélisés si la modélisation des modifications géométriques survenant lors de la

dégénérescence était améliorée telle que recommandée précédemment (ostéophytes, fissures, etc.). Il faudrait néanmoins trouver une solution pour modéliser la perte de hauteur du disque T12-L1. En effet, la hauteur de ce disque dans la région postérieure était très faible dans le cas d'une perte de hauteur de 30% et les éléments de cette région étaient très allongés par rapport à ceux de la région antérieure. Par conséquent, dans le cas d'une perte de hauteur plus importante, la qualité du maillage serait à surveiller avec attention et d'autres configurations de maillage seraient potentiellement à envisager. En outre, l'utilisation de la contrainte de Von Mises permet d'analyser l'état de chargement global des éléments mais les sollicitations individuelles comme la compression ou le cisaillement sont confondues dans un tel critère. L'inclusion des contraintes de cisaillement et de compression dans les différents plans permettrait d'apporter des informations complémentaires à celles fournies par la contrainte équivalente et ainsi de mieux comprendre l'ensemble des mécanismes mis en jeu. De plus, le transfert du chargement au niveau des éléments postérieurs n'a pas été étudié, contrairement à ce qui a été réalisé dans l'étude de Kumaresan et al. (2001) ou dans celle de Bashkuev et al. (2018). Ces derniers ont notamment mis en avant une évolution non monotone de la force de réaction au niveau des facettes avec la dégénérescence, suite à un mécanisme de compression. Des informations sur les efforts aux interfaces entre les facettes permettraient une compréhension plus complète du transfert du chargement le long du segment vertébral, notamment concernant l'évolution des déformations dans les régions postérieures de la vertèbre T12. Pour finir, la précision des résultats numériques pourrait être raffinée en augmentant le nombre de régions dans les vertèbres et dans les disques, comme proposé dans la section 5.2.

## CONCLUSION

La colonne vertébrale est fréquemment touchée par des blessures au niveau de la jonction thoraco-lombaire et suite à un mécanisme de compression. De plus, le vieillissement d'un individu affecte sa colonne vertébrale au travers de la dégénérescence des disques intervertébraux et de la perte de qualité osseuse des vertèbres. Afin de mieux comprendre les conséquences de ce vieillissement, le comportement d'un segment vertébral dans des conditions de fracture a été étudié à l'aide d'un modèle numérique par éléments finis. Les objectifs de ce projet étaient donc de développer et de calibrer un modèle de disque intervertébral dégénéré pour ensuite analyser les effets du vieillissement de la colonne vertébrale sur les mécanismes et les patrons de fracture.

Les résultats obtenus démontrent d'une part que la perte de qualité osseuse diminue la résistance d'un segment vertébral face à un chargement imposé que ce soit au niveau de la force, du déplacement en compression tolérable ou bien de l'énergie que le segment peut absorber avant de se fracturer. De plus, avec la perte de qualité osseuse, la répartition du chargement dans le segment vertébral est modifiée, au travers d'un déchargement du centre des disques intervertébraux et des vertèbres ainsi que d'un chargement des régions antérieures des vertèbres et des régions périphériques des disques intervertébraux. Par ailleurs, les disques intervertébraux sont moins sollicités lorsque la qualité osseuse dans les vertèbres est réduite.

D'autre part, en présence de disques dégénérés, un segment vertébral peut supporter des compressions d'amplitude moins importante et absorber des énergies plus faibles même si sa capacité à résister aux efforts est peu affectée. Un déchargement du centre des disques intervertébraux au profit de la périphérie de ces derniers est également observé avec la dégénérescence. Cette évolution se traduit au niveau des vertèbres par un transfert de chargement des régions centrales vers les régions antérieures.

Enfin, la combinaison de ces deux composantes du vieillissement de la colonne vertébrale modifie par conséquent la capacité d'un segment vertébral à supporter des déplacements imposés en compression ainsi que l'énergie qu'ils peuvent absorber avant de se fracturer. L'association de la dégénérescence et de la perte de qualité osseuse a toutefois peu d'effet additionnel sur la résistance du segment à une charge par rapport à la perte de qualité osseuse sans dégénérescence discale. Les contraintes dans les disques ainsi que les efforts transmis à ces derniers suivent des évolutions opposées en présence de dégénérescence et de perte de qualité osseuse. L'interprétation de l'effet du vieillissement global de la colonne vertébrale sur ces facteurs est donc complexifiée. Le transfert du chargement du centre du segment (aussi bien des disques que de la vertèbre T12) vers la périphérie de ce dernier, est également observé dans le cas d'un vieillissement global de la colonne vertébrale.

Par ailleurs, ce projet comporte plusieurs aspects innovants. Tout d'abord, la dégénérescence est peu fréquemment modélisée suite à la réalisation d'un plan de tri et d'un plan d'optimisation en utilisant des données expérimentales, tel que réalisé au cours de ce projet. De plus, à notre connaissance, les effets de la perte de qualité osseuse et de la dégénérescence sur les mécanismes de fractures chez l'homme ont été peu analysés dans les études précédentes. En effet, peu d'études se sont intéressées à l'effet de la dégénérescence des disques intervertébraux dans des situations dynamiques, d'où la nécessité de calibrer un disque dégénéré dans ces conditions de chargement. Enfin, la combinaison de la dégénérescence des disques et de la perte de qualité osseuse a été peu étudiée au travers de différents grades de ces deux phénomènes et en découplant leurs effets.

Une part importante de la population est concernée par le vieillissement de la colonne vertébrale, étant donné que les deux phénomènes de perte de qualité osseuse et de dégénérescence des disques intervertébraux sont présents dès 40 ans. La compréhension de leurs effets sur les mécanismes de fracture est donc primordiale pour limiter le nombre de blessures affectant la colonne vertébrale ou, le cas échéant, les traiter plus efficacement. Ce projet s'inscrit dans un processus de développement d'outils numériques permettant d'améliorer les connaissances sur les traumatismes en étudiant diverses conditions de

blessures. Les résultats de ce projet pourront notamment servir de base pour des études futures visant à prévenir ces blessures. Des études portant sur l'amélioration de la compréhension des mécanismes de fracture avec l'âge peuvent, par exemple, être envisagées, en modélisation des stades de dégénérescence plus avancés ou en diversifiant les sollicitations étudiées. La prévention de ces blessures pourra également être améliorée au travers de la conception de dispositifs de protection.





## ANNEXE I

### MÉTHODE DE CALCUL DES PROPRIÉTÉS DES FIBRES DE COLLAGÈNE

Les propriétés des fibres de collagène sont déterminées en convertissant la courbe contrainte-déformation, définie par Shirazi-Adl et al. (1986), en courbe force-déplacement. De plus, les fibres n'opposent une résistance que lorsqu'elles sont soumises à de la tension. Lors de cette conversion, les propriétés des fibres de collagène sont ajustées en fonction du nombre de fibres contenues dans l'anneau fibreux car un maillage plus fin de l'anneau implique un nombre plus élevé de fibres de collagène et non une rigidité plus importante de l'ensemble de ces fibres. La conversion des valeurs de déformation en déplacement est réalisée avec les équations (A I-1) et (A I-2) et tel qu'illustré à la Figure-A I-1.

$$\Delta = \varepsilon * l_0 \quad (\text{A I-1})$$

$$l_0 = \sqrt{\left(\frac{circ}{n_{circ}}\right)^2 + \left(\frac{h}{n_h}\right)^2} \quad (\text{A I-2})$$

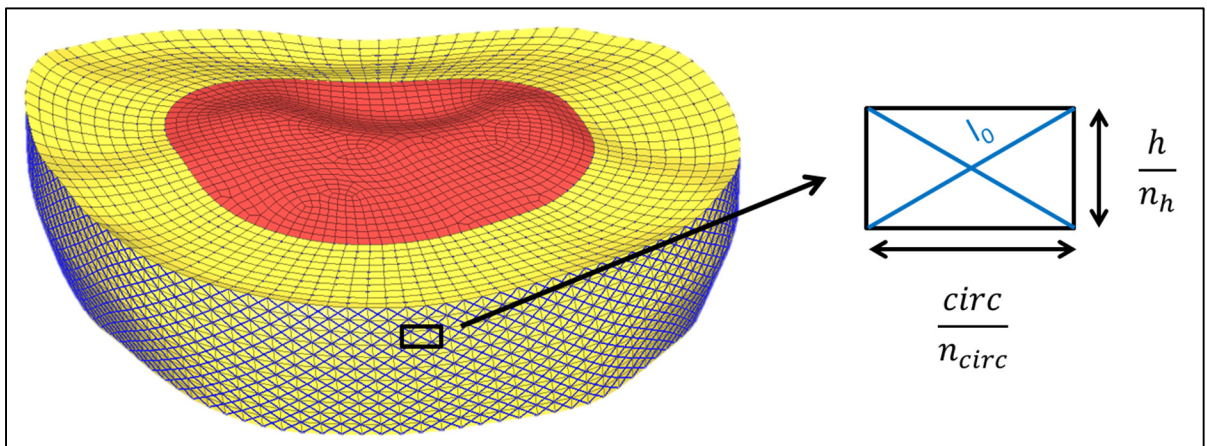


Figure-A I-1 Description des paramètres utilisés pour le calcul des fibres de collagène

Avec, dans l'équation (A I-1),  $\Delta$  le déplacement,  $\varepsilon$  la déformation et  $l_0$  la longueur moyenne initiale des fibres de collagène. À la Figure-A I-1 et dans l'équation (A I-2),  $n_{circ}$  représente le nombre d'éléments sur la circonférence de la matrice de l'anneau fibreux,  $n_h$  le nombre d'éléments sur la hauteur du disque intervertébral,  $circ$  la circonférence moyenne de l'anneau fibreux et  $h$  la hauteur moyenne de l'anneau fibreux. La hauteur  $h$  est estimée avec la moyenne de huit mesures de hauteur, tel que décrit dans la section 3.2.3.4. La contrainte est convertie en force selon l'équation (A I-3) avec  $F$  la force,  $\sigma$  la contrainte,  $S$  la surface d'une fibre de collagène,  $N$  le nombre de fibres de collagène,  $V_{1fibre}$  le volume d'une fibre de collagène,  $V_{fibres}$  le volume de l'ensemble des fibres de collagène (calculé d'après la méthode utilisée par Wagnac et al. (2011)) et  $V_{anneau}$  le volume de l'anneau fibreux.

$$F = \sigma * S = \sigma * \frac{V_{1fibre}}{l_0} = \sigma * \frac{V_{fibres}}{N * l_0} = \sigma * \frac{0.2 * V_{anneau}}{N * l_0} \quad (A I-3)$$

## ANNEXE II

### DÉTERMINATION DES PROPRIÉTÉS DE L'OS À 90 ANS

Suite à la régression linéaire des données de Garo (2010) à 90 ans effectuée dans la section 3.2.4, l'extrapolation de ces résultats pour un âge de 90 ans donne les résultats présentés dans le Tableau-A II-1.

Tableau-A II-1 Propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical extrapolées à 90 ans d'après les données de Garo (2010)

| Type d'os       | Propriétés des matériaux ou géométriques      | À 10 mm/s | À 2500 mm/s |
|-----------------|---|-----------|-------------|
| Os trabéculaire | Module d'élasticité E (MPa)                   | 27,4      | 55,2        |
|                 | Contrainte à la rupture $\sigma_{\max}$ (MPa) | 1,98      | 3,8         |
|                 | Déformation à la rupture $\varepsilon_{\max}$ | 0,10      | 0,096       |
| Os cortical     | Module d'élasticité E (MPa)                   | 1927,5    | 2967,6      |
|                 | Contrainte à la rupture $\sigma_{\max}$ (MPa) | 139,45    | 189,0       |
|                 | Déformation à la rupture $\varepsilon_{\max}$ | 0,10      | 0,088       |
|                 | Épaisseur (mm)                                | 0,356     | 0,356       |

Comme énoncé précédemment, il est nécessaire de déterminer les valeurs de la limite d'élasticité  $\sigma_{el}$ , de la déformation à la limite d'élasticité  $\varepsilon_{el}$  et du taux d'écrouissage  $b$  pour définir complètement le comportement des matériaux dans le cas de lois de comportement de type de Johnson-Cook ne prenant pas en considération les effets de température, de vitesse et dont le comportement dans le domaine plastique est linéaire. À cet effet, les équations (A II-1), (A II-2), (A II-3) et (A II-4) sont utilisées (Garo, 2010; Garo, Arnoux, Wagnac, & Aubin, 2011).

$$\sigma_{el} = 0,83 * \sigma_{max} \quad (\text{A II-1})$$

Tirée de Garo (2010, p. 92)

$$\varepsilon_{el} = 0,6 * \varepsilon_{max} \quad (\text{A II-2})$$

Tirée de Garo (2010, p. 92)

$$E = \frac{\sigma_{el}}{\varepsilon_{el}} \quad (\text{A II-3})$$

Tirée de Garo (2010, p. 92)

$$b = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{el}}{\varepsilon_{max} - \varepsilon_{el}} \quad (\text{A II-4})$$

Adaptée de Garo (2010, p. 91)

Cependant, les valeurs de la contrainte à la rupture  $\sigma_{max}$ , du module d'élasticité  $E$  et de la déformation maximale  $\varepsilon_{max}$  ayant déjà été définies lors de l'extrapolation des données de Garo (2010), trois équations (les équations (A II-1), (A II-2) et (A II-3)) définissent les valeurs de deux paramètres (soient la limite d'élasticité  $\sigma_{el}$  et la déformation à la limite d'élasticité  $\varepsilon_{el}$ ). La valeur du module d'élasticité étant estimée par extrapolation, il a été établi que l'équation (A II-3) sera utilisée pour déterminer la déformation à la limite d'élasticité  $\varepsilon_{el}$  en connaissant la limite d'élasticité  $\sigma_{el}$  d'après l'équation (A II-1). Les rapports entre la déformation élastique et la déformation à la rupture obtenus pour les deux os sont extrêmement proches de celui de l'équation (A II-2). Le choix d'une méthode ou de l'autre entraîne des écarts inférieurs à 0,1% sur le calcul de la déformation à la limite d'élasticité pour l'os trabéculaire et l'os cortical. Les propriétés obtenues à 90 ans à 10 mm/s et à 2500 mm/s sont récapitulées respectivement dans le Tableau-A II-2 et Tableau-A II-3.

Tableau-A II-2 Propriétés de l'os cortical et de l'os trabéculaire à 90 ans à 10 mm/s

|   | <b>Os trabéculaire</b> | <b>Os cortical</b> |
|---|------------------------|--------------------|
| <b>Module d'élasticité E (MPa)</b>  | 27,4                   | 1927,5             |
| <b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{\max}</math> (MPa)</b>           | 1,98                   | 139,45             |
| <b>Déformation à la rupture <math>\varepsilon_{\max}</math></b>           | 0,10                   | 0,10               |
| <b>Limite d'élasticité <math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                 | 1,64                   | 115,74             |
| <b>Déformation à la limite d'élasticité <math>\varepsilon_{el}</math></b> | 0,060                  | 0,060              |
| <b>Taux d'écrouissage b (MPa)</b>   | 8,4                    | 593,4              |
| <b>Coefficient de Poisson</b>   | 0,25                   | 0,30               |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>   | 0,2                    | 2                  |

Tableau-A II-3 Propriétés de l'os cortical et de l'os trabéculaire à 90ans à 2500 mm/s

|   | <b>Os trabéculaire</b> | <b>Os cortical</b> |
|---|------------------------|--------------------|
| <b>Module d'élasticité E (MPa)</b>  | 55,2                   | 2967,6             |
| <b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{\max}</math> (MPa)</b>           | 3,8                    | 189,0              |
| <b>Déformation à la rupture <math>\varepsilon_{\max}</math></b>           | 0,096                  | 0,088              |
| <b>Limite d'élasticité <math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                 | 3,2                    | 156,9              |
| <b>Déformation à la limite d'élasticité <math>\varepsilon_{el}</math></b> | 0,058                  | 0,053              |
| <b>Taux d'écrouissage b (MPa)</b>   | 16,6                   | 914,4              |
| <b>Coefficient de Poisson</b>   | 0,25                   | 0,30               |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>   | 0,2                    | 2                  |

Néanmoins, l'os cortical et l'os trabéculaire composant les vertèbres sont considérés uniformes par Garo (2010). Toujours sur le modèle SM2S, Wagnac (2011) a ajusté les propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical selon leur localisation dans la vertèbre (voir Figure-A II-1).

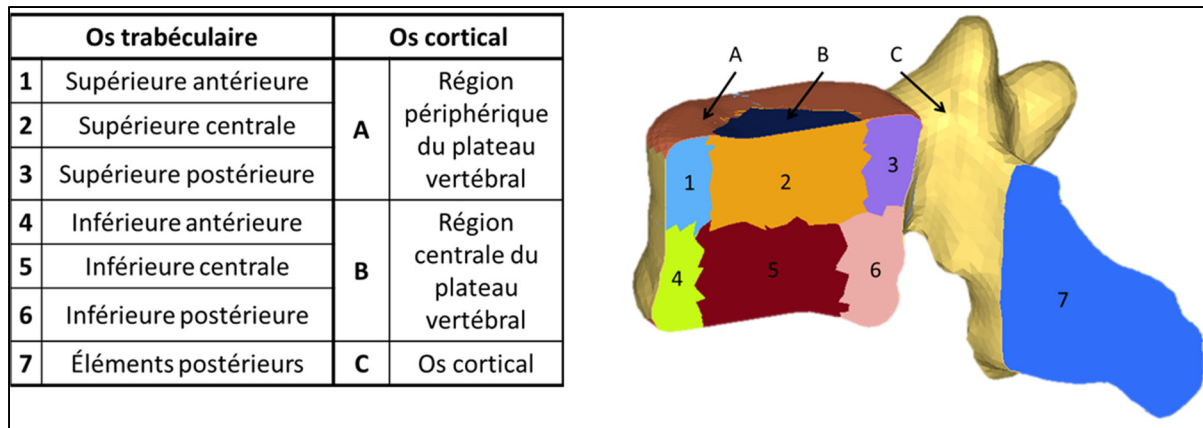


Figure-A II-1 Localisation des différentes régions vertébrales dans le modèle SM2S

Un pourcentage de différence entre la zone considérée et la zone de référence (ici la zone inférieure centrale de la vertèbre, correspondant au numéro cinq) est ensuite déterminé à partir de la densité minérale osseuse de chaque zone (Wagnac, 2011). La déformation à la rupture est prise comme constante dans l'os trabéculaire (Wagnac, 2011). La contrainte à la rupture et le module d'élasticité sont alors calculés à l'aide des propriétés de la zone de référence et du pourcentage de différence. Enfin, les valeurs des autres paramètres de chaque zone (limite d'élasticité, déformation à la limite d'élasticité et taux d'écrouissage) sont déterminées à partir des équations précédentes (voir les équations (A II-1), (A II-3) et (A II-4)). Par souci d'uniformité, la limite d'élasticité ainsi que la déformation à la limite d'élasticité sont déterminées avec les relations de Garo (2010) et non celles de Wagnac (2011). La zone centrale des plateaux vertébraux a les mêmes propriétés des matériaux que la zone supérieure centrale de la vertèbre alors que les propriétés des matériaux de l'os cortical sont appliquées à la zone périphérique des plateaux vertébraux (Wagnac et al., 2012). Des synthèses des paramètres des os à 90 ans à 10 mm/s et 2500 mm/s sont présentées respectivement dans le Tableau-A II-4 et Tableau-A II-5.

Tableau-A II-4 Propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical  
selon la localisation à 90 ans et à 10 mm/s

| <b>Zones sur la figure<br/>A II-1</b>  | <b>Zone<br/>1</b> | <b>Zones<br/>2 et B</b> | <b>Zone<br/>3</b> | <b>Zone<br/>4</b> | <b>Zone<br/>5</b> | <b>Zone<br/>6</b> | <b>Zone<br/>7</b> | <b>Zones<br/>A et C</b> |
|--|-------------------|-------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------------|
| <b>Pourcentage de<br/>différences (%)<br/>(Wagnac, 2011)</b>                   | -11               | -11                     | 1                 | -4                | 0                 | 25                | 0                 | NA                      |
| <b>Module d'élasticité<br/>E (MPa)</b>   | 24,4              | 24,4                    | 27,7              | 26,3              | 27,4              | 34,3              | 27,4              | 1927,5                  |
| <b>Contrainte à la<br/>rupture <math>\sigma_{\max}</math><br/>(MPa)</b>        | 1,76              | 1,76                    | 2,00              | 1,90              | 1,98              | 2,48              | 1,98              | 139,45                  |
| <b>Déformation à la<br/>rupture <math>\epsilon_{\max}</math></b>               | 0,10              | 0,10                    | 0,10              | 0,10              | 0,10              | 0,10              | 0,10              | 0,10                    |
| <b>Limite d'élasticité<br/><math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                  | 1,46              | 1,46                    | 1,66              | 1,58              | 1,64              | 2,05              | 1,64              | 115,74                  |
| <b>Déformation à la<br/>limite d'élasticité<br/><math>\epsilon_{el}</math></b> | 0,06              | 0,06                    | 0,06              | 0,06              | 0,06              | 0,06              | 0,06              | 0,06                    |
| <b>Taux<br/>d'écrouissage b<br/>(MPa)</b>                                      | 7,5               | 7,5                     | 8,5               | 8,1               | 8,4               | 10,5              | 8,4               | 593,4                   |
| <b>Coefficient de<br/>Poisson</b>  | 0,25              | 0,25                    | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,30                    |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>  | 0,2               | 0,2                     | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 2                       |

Tableau-A II-5 Propriétés de l'os trabéculaire et de l'os cortical  
selon la localisation à 90ans à 2500 mm/s

| <b>Zones sur la figure<br/>A II-1</b>   | <b>Zone<br/>1</b> | <b>Zones<br/>2 et B</b> | <b>Zone<br/>3</b> | <b>Zone<br/>4</b> | <b>Zone<br/>5</b> | <b>Zone<br/>6</b> | <b>Zone<br/>7</b> | <b>Zones<br/>A et C</b> |
|---|-------------------|-------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------------|
| <b>Pourcentage de<br/>différences (%)<br/>(Wagnac, 2011)</b>                      | -11               | -11                     | 1                 | -4                | 0                 | 25                | 0                 | NA                      |
| <b>Module d'élasticité<br/>E (MPa)</b>  | 49,1              | 49,1                    | 55,8              | 53,0              | 55,2              | 69,0              | 55,2              | 2967,6                  |
| <b>Contrainte à la<br/>rupture <math>\sigma_{\max}</math><br/>(MPa)</b>           | 3,4               | 3,4                     | 3,8               | 3,6               | 3,8               | 4,8               | 3,8               | 189,0                   |
| <b>Déformation à la<br/>rupture <math>\varepsilon_{\max}</math></b>               | 0,096             | 0,096                   | 0,096             | 0,096             | 0,096             | 0,096             | 0,096             | 0,088                   |
| <b>Limite d'élasticité<br/><math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                     | 2,8               | 2,8                     | 3,2               | 3,0               | 3,2               | 4,0               | 3,2               | 156,9                   |
| <b>Déformation à la<br/>limite d'élasticité<br/><math>\varepsilon_{el}</math></b> | 0,058             | 0,058                   | 0,058             | 0,058             | 0,058             | 0,058             | 0,058             | 0,053                   |
| <b>Taux<br/>d'écrouissage b<br/>(MPa)</b>   | 15,4              | 15,4                    | 15,5              | 15,2              | 16,6              | 21,0              | 16,6              | 914,4                   |
| <b>Coefficient de<br/>Poisson</b>   | 0,25              | 0,25                    | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,25              | 0,30                    |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>   | 0,2               | 0,2                     | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 0,2               | 2                       |

L'épaisseur de l'os cortical varie également selon la localisation dans la vertèbre (voir Figure-A II-2) (Wagnac, 2011; Wagnac et al., 2012). La méthode suivie par Wagnac (2011) est également adoptée ici : tout d'abord, l'épaisseur locale de l'os cortical est appliquée selon



la région de la vertèbre (Wagnac et al., 2012). Ensuite, l'épaisseur déterminée à 90 ans d'après les travaux de Garo (2010) est divisée par 0,4 mm, qui est l'épaisseur de référence de l'os cortical utilisée par Wagnac (2011). Pour finir, les épaisseurs de chacune des zones sont calculées en multipliant l'épaisseur locale initiale par ce rapport. Les épaisseurs appliquées à l'os cortical sont synthétisées ci-dessous (voir Tableau-A II-6).

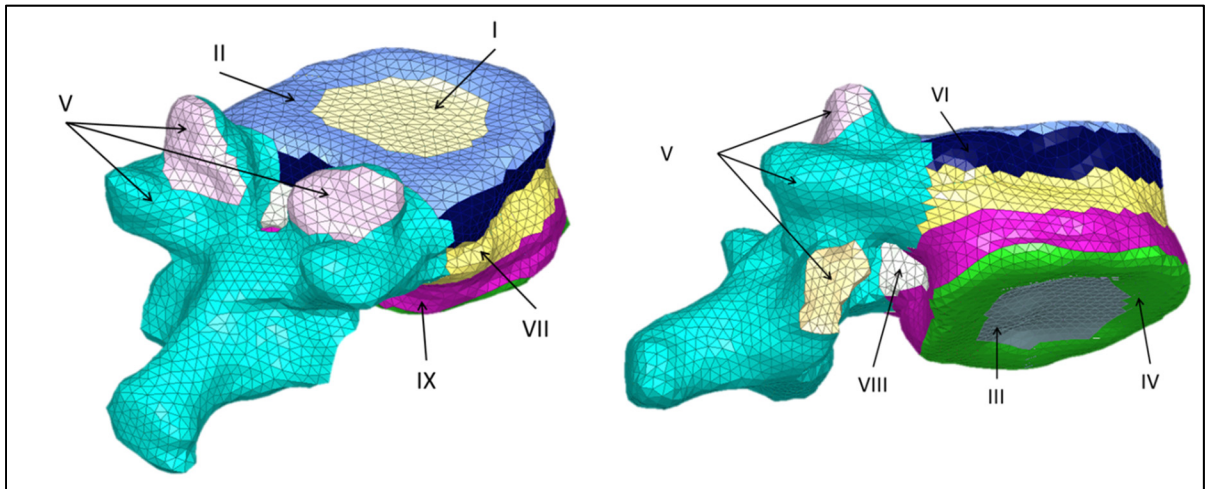


Figure-A II-2 Localisation des zones d'épaisseur différente sur le modèle SM2S

Tableau-A II-6 Épaisseur de l'os cortical à 90 ans selon la localisation

| <b>Différentes régions de l'os cortical</b>         | <b>Épaisseurs à 90 ans</b> |
|---|----------------------------|
| Plateau vertébral supérieur, zone centrale (I)      | 0,40 mm                    |
| Plateau vertébral supérieur, zone périphérique (II) | 0,64 mm                    |
| Plateau vertébral inférieur, zone centrale (III)    | 0,50 mm                    |
| Plateau vertébral inférieur, zone périphérique (IV) | 0,80 mm                    |
| Éléments postérieurs (V)                            | 0,62 mm                    |
| Corps vertébral, zone supérieure (VI)               | 0,41 mm                    |
| Corps vertébral, zone médiane antérieure (VII)      | 0,46 mm                    |
| Corps vertébral, zone médiane postérieure (VIII)    | 0,33 mm                    |
| Corps vertébral, zone inférieure (IX)               | 0,38 mm                    |



## ANNEXE III

### ANALYSE DES RÉSIDUS DU PLAN D'OPTIMISATION

Les graphiques de résidus du second plan d'optimisation sont présentés dans cette annexe. La Figure-A III-1 synthétise les graphiques relatifs au déplacement à la rupture, la Figure-A III-2 ceux relatifs à la force à la rupture et la Figure-A III-3 ceux propres à l'énergie à la rupture.

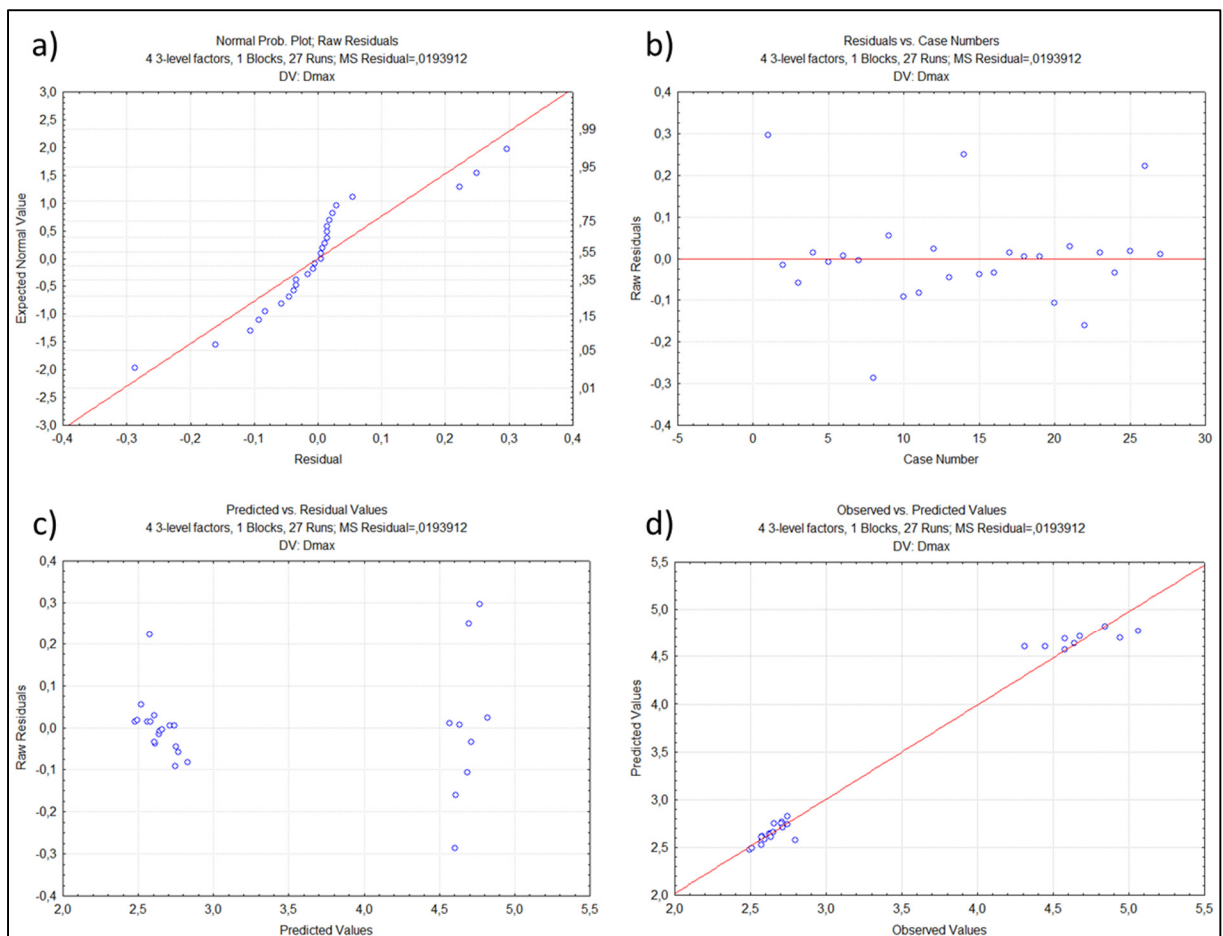


Figure-A III-1 Graphiques des résidus relatifs au déplacement à la rupture :  
a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons,  
c) étude de la variance et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées

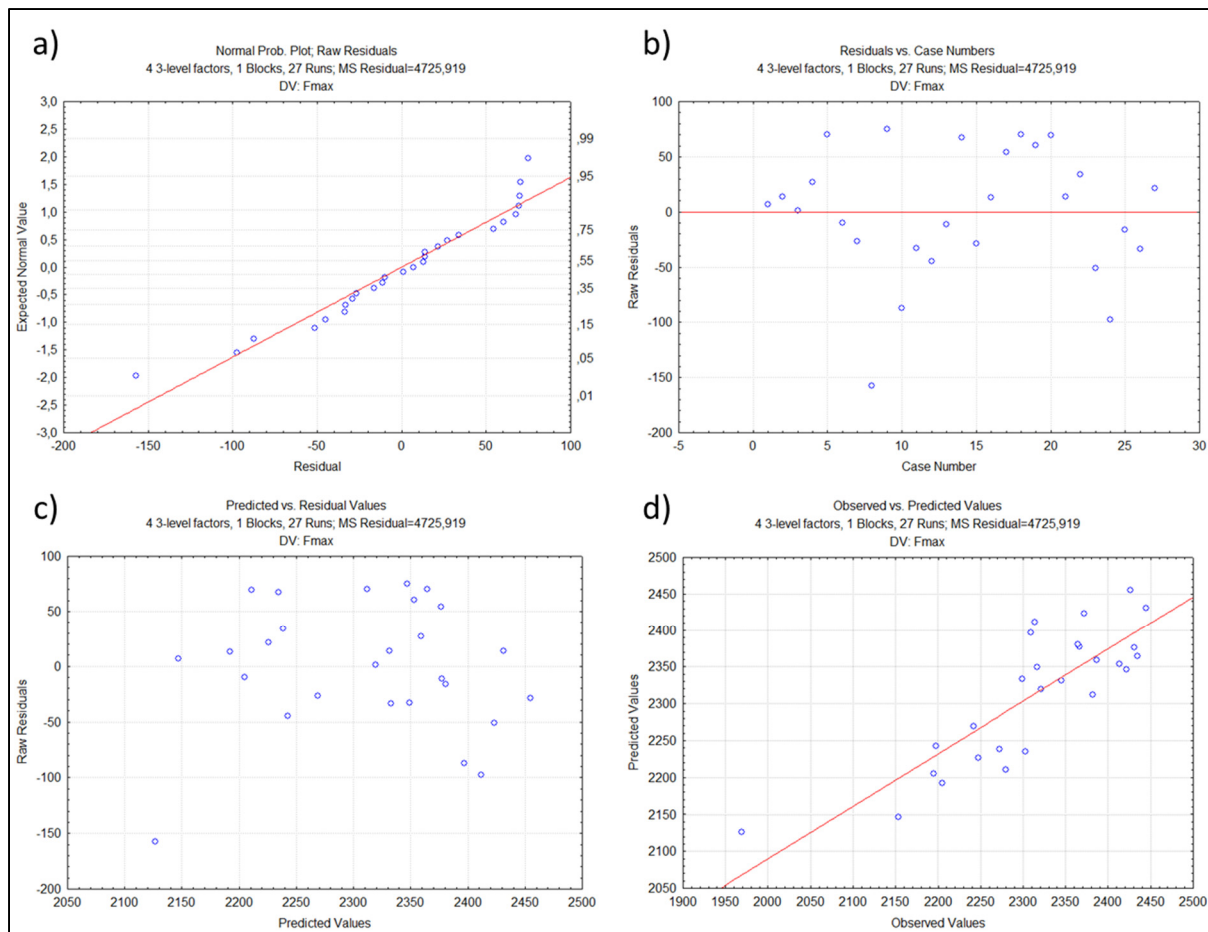


Figure-A III-2 Graphiques des résidus relatifs à la force à la rupture :  
 a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons,  
 c) étude de la variance et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées

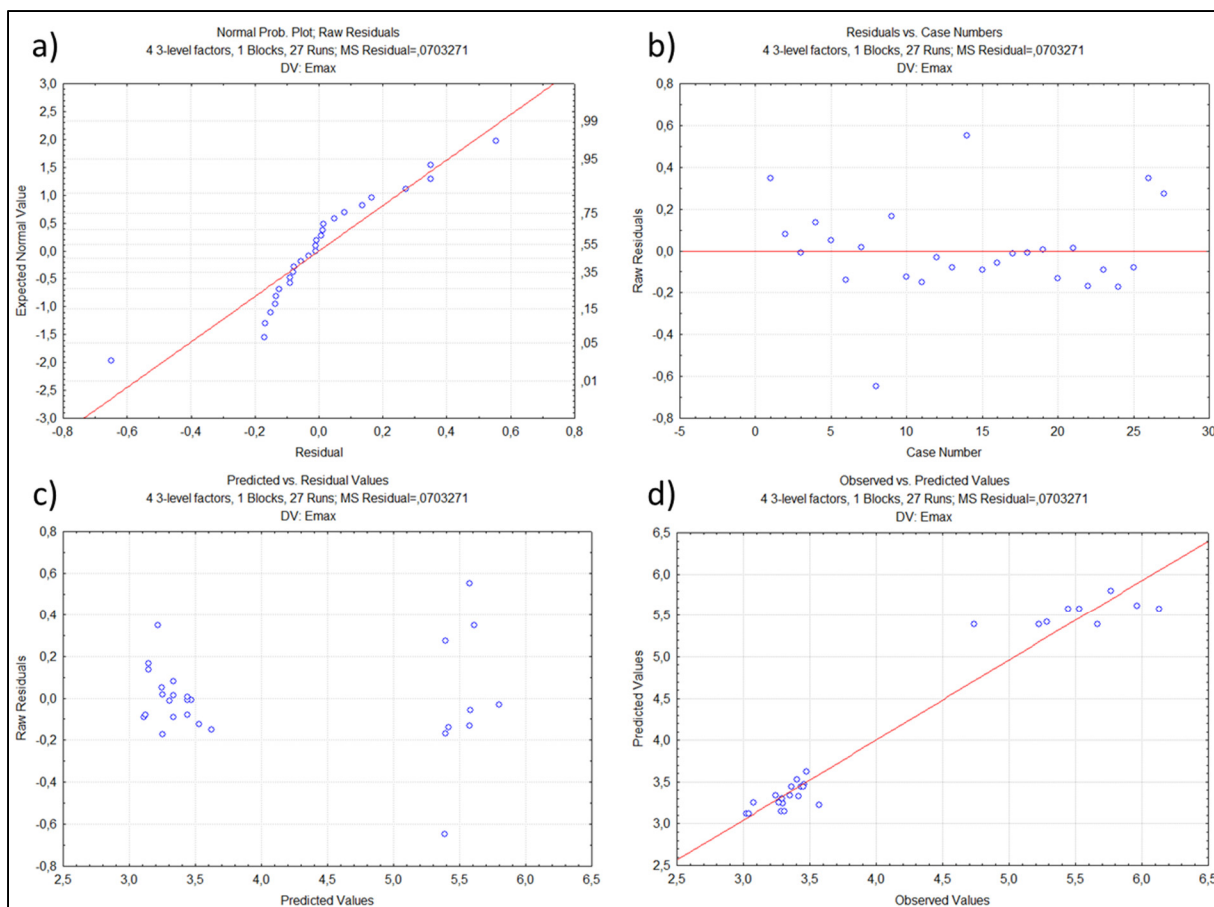


Figure-A III-3 Graphiques des résidus relatifs à l'énergie à la rupture :  
a) étude de la normalité des résidus, b) étude de l'indépendance des échantillons,  
c) étude de la variance et d) étude des valeurs prédites selon les valeurs observées

La distribution des résidus de la force à la rupture est assimilée à une loi normale (Figure-A III-2a)) et celles des résidus du déplacement et de l'énergie à la rupture sont assez proches d'une loi normale (Figure-A III-1a) et Figure-A III-3a)). Les répartitions des résidus selon le numéro de la simulation et selon les valeurs prédites semblent aléatoire et aucun motif particulier n'est visible pour la force, le déplacement et l'énergie à la rupture (Figure-A III-1b) et c), Figure-A III-2b) et c) et Figure-A III-3b) et c)). Par conséquent, la validité du plan d'expérience semble suffisante.

De plus, les graphiques des valeurs prédites selon les valeurs observées ne présentent pas de structure particulière (Figure-A III-1d), Figure-A III-2d) et Figure-A III-3d)) et les données

sont relativement bien réparties de chaque côté des droites. Les coefficients de corrélation  $R^2$  sont élevés dans les cas du déplacement et de l'énergie à la rupture (respectivement 0,9863 et 0,9592) et plus faible, mais suffisant, dans le cas de la force à la rupture ( $R^2$  vaut 0,7124).

## **ANNEXE IV**

### **PROPRIÉTÉS DES OS DES DIFFÉRENTS CAS DE PERTE DE QUALITÉ OSSEUSE**

Dans le CHAPITRE 4, trois degrés de perte de qualité osseuse sont étudiés, correspondant aux propriétés osseuses à 20 ans, 40 ans et 90 ans. Pour ce faire, les propriétés osseuses appliquées à 20 ans et 40 ans sont déterminées à partir des propriétés déterminées par Garo (2010) à une vitesse de 10 mm/s. La méthode décrite dans l'ANNEXE II est ensuite appliquée. Les propriétés à 90 ans sont également rappelées. Une synthèse des propriétés à ces trois âges est réalisée dans le Tableau-A IV-1, Tableau-A IV-2, Tableau-A IV-3 et Tableau-A IV-4 ci-dessous.

Tableau-A IV-1 Synthèse des propriétés mécaniques osseuses à 20 ans à 10 mm/s

| <b>Zones sur la figure A II-1</b>                                      | <b>Zone 1</b> | <b>Zones 2 et B</b> | <b>Zone 3</b> | <b>Zone 4</b> | <b>Zone 5</b> | <b>Zone 6</b> | <b>Zone 7</b> | <b>Zones A et C</b> |
|--|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------------|
| <b>Pourcentage de différences (%) (Wagnac, 2011)</b>                   | -11           | -11                 | 1             | -4            | 0             | 25            | 0             | NA                  |
| <b>Module d'élasticité E (MPa)</b>                                     | 72,6          | 72,6                | 82,4          | 78,3          | 81,6          | 102,0         | 81,6          | 2656,6              |
| <b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{\max}</math> (MPa)</b>        | 5,3           | 5,3                 | 6,0           | 5,7           | 5,9           | 7,4           | 5,9           | 192                 |
| <b>Déformation à la rupture <math>\epsilon_{\max}</math></b>           | 0,10          | 0,10                | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10                |
| <b>Limite d'élasticité <math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>              | 4,4           | 4,4                 | 4,9           | 4,7           | 4,9           | 6,1           | 4,9           | 159,4               |
| <b>Déformation à la limite d'élasticité <math>\epsilon_{el}</math></b> | 0,06          | 0,06                | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06                |
| <b>Taux d'écrouissage b (MPa)</b>                                      | 22,3          | 22,3                | 25,3          | 24,1          | 25,1          | 31,4          | 25,1          | 815,7               |
| <b>Coefficient de Poisson</b>  | 0,25          | 0,25                | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,30                |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>                                      | 0,2           | 0,2                 | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 2                   |



Tableau-A IV-2 Synthèse des propriétés mécaniques osseuses à 40 ans à 10 mm/s

| <b>Zones sur la figure A II-1</b>   | <b>Zone 1</b> | <b>Zones 2 et B</b> | <b>Zone 3</b> | <b>Zone 4</b> | <b>Zone 5</b> | <b>Zone 6</b> | <b>Zone 7</b> | <b>Zones A et C</b> |
|---|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------------|
| <b>Pourcentage de différences (%) (Wagnac, 2011)</b>                      | -11           | -11                 | 1             | -4            | 0             | 25            | 0             | NA                  |
| <b>Module d'élasticité E (MPa)</b>  | 58,8          | 58,8                | 66,8          | 63,5          | 66,1          | 82,6          | 66,1          | 2490,0              |
| <b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{\max}</math> (MPa)</b>           | 4,3           | 4,3                 | 4,8           | 4,6           | 4,8           | 6,0           | 4,8           | 180,0               |
| <b>Déformation à la rupture <math>\varepsilon_{\max}</math></b>           | 0,10          | 0,10                | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10                |
| <b>Limite d'élasticité <math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                 | 3,5           | 3,5                 | 4,0           | 3,8           | 4,0           | 5,0           | 4,0           | 149,4               |
| <b>Déformation à la limite d'élasticité <math>\varepsilon_{el}</math></b> | 0,06          | 0,06                | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06                |
| <b>Taux d'écrouissage b (MPa)</b>   | 18,1          | 18,1                | 20,5          | 19,5          | 20,3          | 25,4          | 20,3          | 765,0               |
| <b>Coefficient de Poisson</b>   | 0,25          | 0,25                | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,30                |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>   | 0,2           | 0,2                 | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 2                   |

Tableau-A IV-3 Synthèse des propriétés mécaniques osseuses à 90 ans à 10 mm/s

| <b>Zones sur la figure A II-1</b>   | <b>Zone 1</b> | <b>Zones 2 et B</b> | <b>Zone 3</b> | <b>Zone 4</b> | <b>Zone 5</b> | <b>Zone 6</b> | <b>Zone 7</b> | <b>Zones A et C</b> |
|---|---------------|---------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------------|
| <b>Pourcentage de différences (%) (Wagnac, 2011)</b>                      | -11           | -11                 | 1             | -4            | 0             | 25            | 0             | NA                  |
| <b>Module d'élasticité E (MPa)</b>  | 24,4          | 24,4                | 27,7          | 26,3          | 27,4          | 34,3          | 27,4          | 1927,5              |
| <b>Contrainte à la rupture <math>\sigma_{\max}</math> (MPa)</b>           | 1,76          | 1,76                | 2,00          | 1,90          | 1,98          | 2,48          | 1,98          | 139,45              |
| <b>Déformation à la rupture <math>\varepsilon_{\max}</math></b>           | 0,10          | 0,10                | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10          | 0,10                |
| <b>Limite d'élasticité <math>\sigma_{el}</math> (MPa)</b>                 | 1,46          | 1,46                | 1,66          | 1,58          | 1,64          | 2,05          | 1,64          | 115,74              |
| <b>Déformation à la limite d'élasticité <math>\varepsilon_{el}</math></b> | 0,06          | 0,06                | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06          | 0,06                |
| <b>Taux d'écrouissage b (MPa)</b>   | 7,5           | 7,5                 | 8,5           | 8,1           | 8,4           | 10,5          | 8,4           | 593,4               |
| <b>Coefficient de Poisson</b>   | 0,25          | 0,25                | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,25          | 0,30                |
| <b>Densité (g/cm<sup>3</sup>)</b>   | 0,2           | 0,2                 | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 0,2           | 2                   |

Tableau-A IV-4 Synthèse des épaisseurs de l'os cortical selon l'âge et la localisation

| <b>Différentes régions de l'os cortical</b>                | <b>Épaisseurs à 20 ans</b> | <b>Épaisseurs à 40 ans</b> | <b>Épaisseurs à 90 ans</b> |
|--|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| <b>Plateau vertébral supérieur, zone centrale (I)</b>      | 0,57 mm                    | 0,52 mm                    | 0,40 mm                    |
| <b>Plateau vertébral supérieur, zone périphérique (II)</b> | 0,92 mm                    | 0,84 mm                    | 0,64 mm                    |
| <b>Plateau vertébral inférieur, zone centrale (III)</b>    | 0,71 mm                    | 0,65 mm                    | 0,50 mm                    |
| <b>Plateau vertébral inférieur, zone périphérique (IV)</b> | 1,15 mm                    | 1,05 mm                    | 0,80 mm                    |
| <b>Éléments postérieurs (V)</b>                            | 0,89 mm                    | 0,82 mm                    | 0,62 mm                    |
| <b>Corps vertébral, zone supérieure (VI)</b>               | 0,59 mm                    | 0,54 mm                    | 0,41 mm                    |
| <b>Corps vertébral, zone médiane antérieure (VII)</b>      | 0,66 mm                    | 0,61 mm                    | 0,46 mm                    |
| <b>Corps vertébral, zone médiane postérieure (VIII)</b>    | 0,47 mm                    | 0,43 mm                    | 0,33 mm                    |
| <b>Corps vertébral, zone inférieure (IX)</b>               | 0,55 mm                    | 0,50 mm                    | 0,38 mm                    |



## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Adams, M. A., McNally, D. S., & Dolan, P. (1996). 'Stress' distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *J Bone Joint Surg Br*, 78(6), 965-972.
- Adams, M. A., & Roughley, P. J. (2006). What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(18), 2151-2161. doi: 10.1097/01.brs.0000231761.73859.2c
- Al-Rawahi, M., Luo, J., Pollintine, P., Dolan, P., & Adams, M. A. (2011). Mechanical function of vertebral body osteophytes, as revealed by experiments on cadaveric spines. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(10), 770-777. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181df1a70
- Altair Engineering Inc. (2015). *Radioss Theory Manual - Large Displacement Finite Element Analysis PART 2* (14.0 éd.). Troy, MI, USA.
- Bashkuev, M., Reitmaier, S., & Schmidt, H. (2018). Effect of disc degeneration on the mechanical behavior of the human lumbar spine: a probabilistic finite element study. *Spine J*. doi: 10.1016/j.spinee.2018.05.046
- Benoist, M. (2005). Natural history of the aging spine. Dans M. Aebi, R. Gunzburg & M. Szpalski (Éds.), *The Aging Spine* (pp. 4-7). Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Butt, A. M., Gill, C., Demerdash, A., Watanabe, K., Loukas, M., Rozzelle, C. J., & Tubbs, R. S. (2015). A comprehensive review of the sub-axial ligaments of the vertebral column: part I anatomy and function. *Childs Nerv Syst*, 31(7), 1037-1059. doi: 10.1007/s00381-015-2729-z
- Chan, W. C., Sze, K. L., Samartzis, D., Leung, V. Y., & Chan, D. (2011). Structure and biology of the intervertebral disk in health and disease. *Orthop Clin North Am*, 42(4), 447-464, vii. doi: 10.1016/j.ocl.2011.07.012
- Clément, B. (2016). Chapitre 3 Expériences multifactorielles [PDF]. Repéré à <http://www.groupe.polymtl.ca/mth6301/mth8301/PDF/DOE-chap03-multifacteurs.pdf>
- Clouthier, A. L., Hosseini, H. S., Maquer, G., & Zysset, P. K. (2015). Finite element analysis predicts experimental failure patterns in vertebral bodies loaded via intervertebral discs up to large deformation. *Med Eng Phys*, 37(6), 599-604. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.03.007

- Cortes, D. H., & Elliott, D. M. (2014). The Intervertebral Disc: Overview of Disc Mechanics. Dans I. M. Shapiro & M. V. Risbud (Éds.), *The Intervertebral Disc: Molecular and Structural Studies of the Disc in Health and Disease* (pp. 17-31). Springer-Verlag Wien.
- Duma, S. M., Kemper, A. R., McNeely, D. M., Brolinson, P. G., & Matsuoka, F. (2006). Biomechanical response of the lumbar spine in dynamic compression. *Biomed Sci Instrum*, 42, 476-481.
- El-Rich, M., Arnoux, P. J., Wagnac, E., Brunet, C., & Aubin, C. E. (2009). Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions. *J Biomech*, 42(9), 1252-1262. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.036
- Facchinello, Y., Beauséjour, M., Richard-Denis, A., Thompson, C., & Mac-Thiong, J. M. (2017). The use of regression tree analysis for predicting the functional outcome following traumatic spinal cord injury. *J Neurotrauma*. doi: 10.1089/neu.2017.5321
- Fardon, D. F., Williams, A. L., Dohring, E. J., Murtagh, F. R., Gabriel Rothman, S. L., & Sze, G. K. (2014). Lumbar disc nomenclature: version 2.0: Recommendations of the combined task forces of the North American Spine Society, the American Society of Spine Radiology and the American Society of Neuroradiology. *Spine J*, 14(11), 2525-2545. doi: 10.1016/j.spinee.2014.04.022
- Fradet, L., Petit, Y., Wagnac, E., Aubin, C. E., & Arnoux, P. J. (2014). Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Med Biol Eng Comput*, 52(1), 87-94. doi: 10.1007/s11517-013-1124-8
- Galbusera, F., Schmidt, H., Neidlinger-Wilke, C., Gottschalk, A., & Wilke, H. J. (2011). The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models. *Eur Spine J*, 20(4), 563-571. doi: 10.1007/s00586-010-1586-4
- Garo, A. (2010). *Modélisation du corps vertébral en chargement dynamique : intégration de l'effet de l'âge* (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada).
- Garo, A., Arnoux, P. J., Wagnac, E., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of the mechanical properties in a finite element model of a lumbar vertebra under dynamic compression up to failure. *Med Biol Eng Comput*, 49(12), 1371-1379. doi: 10.1007/s11517-011-0826-z
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. New York: Bartleby.com. Repéré à <http://www.bartleby.com/107/>, consulté le 18 juin 2018

- HyperWorks\_14.0. (sd). Desktop User Guides. Repéré le 2018-05-25 à [https://altairhyperworks.com/hwhelp/Altair/hw14.0/help/hv/hv.htm?computed\\_results\\_hv.htm](https://altairhyperworks.com/hwhelp/Altair/hw14.0/help/hv/hv.htm?computed_results_hv.htm)
- Iatridis, J. C., Kumar, S., Foster, R. J., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1999). Shear mechanical properties of human lumbar annulus fibrosus. *J Orthop Res*, 17(5), 732-737. doi: 10.1002/jor.1100170517
- Iatridis, J. C., Setton, L. A., Weidenbaum, M., & Mow, V. C. (1997). Alterations in the mechanical behavior of the human lumbar nucleus pulposus with degeneration and aging. *J Orthop Res*, 15(2), 318-322. doi: 10.1002/jor.1100150224
- Jansson, K. A., Blomqvist, P., Svedmark, P., Granath, F., Buskens, E., Larsson, M., & Adami, J. (2010). Thoracolumbar vertebral fractures in Sweden: an analysis of 13,496 patients admitted to hospital. *Eur J Epidemiol*, 25(6), 431-437. doi: 10.1007/s10654-010-9461-5
- Johannessen, W., & Elliott, D. M. (2005). Effects of degeneration on the biphasic material properties of human nucleus pulposus in confined compression. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(24), E724-729.
- Kaminski, L., Cordemans, V., Cernat, E., M'Bra, K. I., & Mac-Thiong, J. M. (2017). Functional outcome prediction after traumatic spinal cord injury based on acute clinical factors. *J Neurotrauma*, 34(12), 2027-2033. doi: 10.1089/neu.2016.4955
- Kanis, J. A., Melton, L. J., 3rd, Christiansen, C., Johnston, C. C., & Khaltaev, N. (1994). The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res*, 9(8), 1137-1141. doi: 10.1002/jbmr.5650090802
- Kopperdahl, D. L., Morgan, E. F., & Keaveny, T. M. (2002). Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res*, 20(4), 801-805. doi: 10.1016/s0736-0266(01)00185-1
- Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., & Goel, V. K. (2001). Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation. *J Orthop Res*, 19(5), 977-984. doi: 10.1016/s0736-0266(01)00010-9
- Kurutz, M., & Oroszvary, L. (2010). Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase. *J Biomech*, 43(3), 433-441. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.004
- Leone, A., Cianfoni, A., Cerase, A., Magarelli, N., & Bonomo, L. (2011). Lumbar spondylolysis: a review. *Skeletal Radiol*, 40(6), 683-700. doi: 10.1007/s00256-010-0942-0

- Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., & Mueller, E. J. (2009). Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury*, 40(2), 166-172. doi: 10.1016/j.injury.2008.06.040
- Lu, Y., Rosenau, E., Paetzold, H., Klein, A., Puschel, K., Morlock, M. M., & Huber, G. (2013). Strain changes on the cortical shell of vertebral bodies due to spine ageing: a parametric study using a finite element model evaluated by strain measurements. *Proc Inst Mech Eng H*, 227(12), 1265-1274. doi: 10.1177/0954411913501293
- Magerl, F., Aebi, M., Gertzbein, S. D., Harms, J., & Nazarian, S. (1994). A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*, 3(4), 184-201.
- Maquer, G., Schwiedrzik, J., Huber, G., Morlock, M. M., & Zysset, P. K. (2015). Compressive strength of elderly vertebrae is reduced by disc degeneration and additional flexion. *J Mech Behav Biomed Mater*, 42, 54-66. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.10.016
- Miller, J. A., Schmatz, C., & Schultz, A. B. (1988). Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(2), 173-178.
- Mitchell, R., Harvey, L., Stanford, R., & Close, J. (2017). Health outcomes and costs of acute traumatic spinal injury in New South Wales, Australia. *Spine J*. doi: 10.1016/j.spinee.2017.11.013
- Montgomery, D. C. (2005). *Design and Analysis of Experiments* (6th Edition éd.). United States of America: John Wiley & Sons, Inc.
- Mosekilde, L., Mosekilde, L., & Danielsen, C. C. (1987). Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals. *Bone*, 8(2), 79-85.
- Nachemson, A. (1960). Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthop Scand Suppl*, 43, 1-104.
- Nachemson, A. (1965). In vivo discometry in lumbar discs with irregular nucleograms. Some differences in stress distribution between normal and moderately degenerated discs. *Acta Orthop Scand*, 36(4), 418-434.
- Nikkhoo, M., Wang, J. L., Parnianpour, M., El-Rich, M., & Khalaf, K. (2018). Biomechanical response of intact, degenerated and repaired intervertebral discs under impact loading - Ex-vivo and In-Silico investigation. *J Biomech*, 70, 26-32. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.01.026



- Park, W. M., Kim, K., & Kim, Y. H. (2013). Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Comput Biol Med*, 43(9), 1234-1240. doi: 10.1016/j.compbimed.2013.06.011
- Pfirrmann, C. W., Metzdorf, A., Zanetti, M., Hodler, J., & Boos, N. (2001). Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(17), 1873-1878.
- Polikeit, A., Nolte, L. P., & Ferguson, S. J. (2004). Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. *J Biomech*, 37(7), 1061-1069. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.018
- Roche, S. J., Sloane, P. A., & McCabe, J. P. (2008). Epidemiology of spine trauma in an Irish regional trauma unit: a 4-year study. *Injury*, 39(4), 436-442. doi: 10.1016/j.injury.2007.12.012
- Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J., & Bergmann, G. (2006). Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *J Biomech*, 39(13), 2484-2490. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.026
- Schmidt, H., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees of disc degeneration - a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(9), 988-998. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.008
- Seeman, E. (2013). Age- and menopause-related bone loss compromise cortical and trabecular microstructure. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 68(10), 1218-1225. doi: 10.1093/gerona/glt071
- Shapiro, I. M., & Risbud, M. V. (2014). Introduction to the Structure, Function, and Comparative Anatomy of the Vertebrae and the Intervertebral Disc. Dans I. M. Shapiro & M. V. Risbud (Éds.), *The Intervertebral Disc: Molecular and Structural Studies of the Disc in health and Disease* (pp. 3-15). Springer-Verlag Wien.
- Shirado, O., Kaneda, K., Tadano, S., Ishikawa, H., McAfee, P. C., & Warden, K. E. (1992). Influence of disc degeneration on mechanism of thoracolumbar burst fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*, 17(3), 286-292.
- Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M., & Shrivastava, S. C. (1986). Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine (Phila Pa 1976)*, 11(9), 914-927.

- Smith, L. J., Nerurkar, N. L., Choi, K. S., Harfe, B. D., & Elliott, D. M. (2011). Degeneration and regeneration of the intervertebral disc: lessons from development. *Dis Model Mech*, 4(1), 31-41. doi: 10.1242/dmm.006403
- Sundgren, P. C., Philipp, M., & Maly, P. V. (2007). Spinal trauma. *Neuroimaging Clin N Am*, 17(1), 73-85. doi: 10.1016/j.nic.2006.11.006
- Tang, S., & Rebholz, B. J. (2011). Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study. *J Orthop Sci*, 16(2), 221-228. doi: 10.1007/s00776-011-0037-3
- Teichtahl, A. J., Urquhart, D. M., Wang, Y., Wluka, A. E., Heritier, S., & Cicuttini, F. M. (2015). A Dose-response relationship between severity of disc degeneration and intervertebral disc height in the lumbosacral spine. *Arthritis Res Ther*, 17, 297. doi: 10.1186/s13075-015-0820-1
- Thompson, J. P., Pearce, R. H., Schechter, M. T., Adams, M. E., Tsang, I. K., & Bishop, P. B. (1990). Preliminary evaluation of a scheme for grading the gross morphology of the human intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(5), 411-415.
- Vashishth, D. (2005). Age-dependent biomechanical modifications in bone. *Crit Rev Eukaryot Gene Expr*, 15(4), 343-358.
- Wagnac, E. (2011). *Expérimentation et modélisation détaillée de la colonne vertébrale pour étudier le rôle de facteurs anatomiques et biomécaniques sur les traumatismes rachidiens* (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada).
- Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., & Aubin, C. E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Med Biol Eng Comput*, 50(9), 903-915. doi: 10.1007/s11517-012-0908-6
- Wagnac, E., Arnoux, P. J., Garo, A., El-Rich, M., & Aubin, C. E. (2011). Calibration of hyperelastic material properties of the human lumbar intervertebral disc under fast dynamic compressive loads. *J Biomech Eng*, 133(10), 101007. doi: 10.1115/1.4005224
- Wagnac, E., Aubin, C. E., Chaumoitre, K., Mac-Thiong, J. M., Menard, A. L., Petit, Y., . . . Arnoux, P. J. (2017). Substantial vertebral body osteophytes protect against severe vertebral fractures in compression. *PLoS One*, 12(10), e0186779. doi: 10.1371/journal.pone.0186779
- Wang, Y., Chen, H. B., Zhang, L., Zhang, L. Y., Liu, J. C., & Wang, Z. G. (2012). Influence of degenerative changes of intervertebral disc on its material properties and pathology. *Chin J Traumatol*, 15(2), 67-76.

- Webster, S. S. J. (2001). Integrated Bone Tissue Physiology: Anatomy and Physiology. Dans S. C. Cowin (Éd.), *Bone Mechanics HANDBOOK* (2nd éd.). CRC Press LLC.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine* (2nd éd.). Philadelphia: J.B. Lippincott Company.
- Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., & Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16 Suppl 1, S111-126.
- Wilke, H. J., Rohlmann, F., Neidlinger-Wilke, C., Werner, K., Claes, L., & Kettler, A. (2006). Validity and interobserver agreement of a new radiographic grading system for intervertebral disc degeneration: Part I. Lumbar spine. *Eur Spine J*, 15(6), 720-730. doi: 10.1007/s00586-005-1029-9